

## 明 細 書

### 装着式動作補助装置、装着式動作補助装置の制御方法および制御用プログラム

#### 技術分野

- [0001] 本発明は、装着者の動作を補助あるいは代行する装着式動作補助装置、装着式動作補助装置の制御方法および制御用プログラムに関し、特に装着者に対して与える違和感を抑えることのできる装着式動作補助装置、装着式動作補助装置の制御方法および制御用プログラムに関する。

#### 背景技術

- [0002] 身体障害者や高齢者等にとっては、健常者であれば簡単に行える動作でも非常に困難である場合が多い。このような人達のために今日まで種々の補助装置が開発され、実用化されてきた。このような補助装置には、車椅子や介護ベッドのように装着者が乗ってスイッチによりモータ等のアクチュエータを駆動させ、不足した力を補助する装置と、人間に装着され、装着者の意思に基づいて動作に必要な力を補助する装置とがある。人間に装着されるいわゆる装着式動作補助装置は、装着者の意思に基づき必要な動力を随時発生でき、かつ介護者を必要としないので、身体的障害者や高齢者等の介護、あるいはけが人や病人等のリハビリテーションに非常に便利であり、実用化が期待されている。このような装着式動作補助装置としては、装着者の筋活動に伴う筋電位信号を検出し、この検出結果に基づいてアクチュエータを駆動することにより、アクチュエータを装着者の意思に従って随意的に制御する装置が提案されている(非特許文献1: Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, "Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG and Linux," Second Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, BITECH, Bangkok, Thailand, May 17-18, 2001)。

- [0003] ところで、装着式動作補助装置では、動作補助のための動力を装着者に付与する

タイミングが装着者の動きと調和しなければ、動作がぎこちなくなり、装着者にいわゆる違和感を与えるという問題がある。ここで、動力付与のタイミングを装着者の動きと調和させるには、タイミングを装着者の動きよりも所要の微小時間だけ早くする必要があり、あることが知られている。

- [0004] しかしながら、非特許文献1の装着式動作補助装置では、装着者からの筋電位信号を検出した後にアクチュエータに動力を発生させるための処理を開始するので、動力付与のタイミングが装着者の動きよりも遅れ、装着者に著しい違和感を与える虞があった。そこで、従来においては、人間の動作を複数のパターン(タスク)に分類するとともに、各タスクを複数の所定の最小動作単位(フェーズ)に分割し、フェーズ毎に予め設定した大きさの電流を供給することにより、アクチュエータを駆動制御する装置が提案されている(非特許文献2: "Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-up Motion by Exo-Skeleton Type Power Assist System HAL," Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, Oct. 29 - Nov. 03, 2001, pp. 1578-1583) (非特許文献3: 李秀雄、山海嘉之、「Phase SequenceとEMGを用いた立ち座り、歩行動作のパワーアシスト制御」、第19回日本ロボット学会学術講演会予稿集(2001年))。

- [0005] これらの装着式動作補助装置では、装着者から検出した関節角度等の物理量に基づいて、装着者のタスクのフェーズを推定するとともに、推定したフェーズに応じてアクチュエータを制御(自律制御)することにより、動力付与のタイミングの遅れに伴う違和感を低減するようにしている。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0006] しかしながら、上記非特許文献2および3の装着式動作補助装置の制御系では、自律的制御によるものであるため、つまりく等の予期せぬ動作変更が生じた場合には、該当するタスクのフェーズへの切り替えを円滑に行うことができず、装着者に著しい違和感を与える虞があった。

[0007] 従って、本発明は、装着者に与える違和感を可及的に抑えることができる装着式動作補助装置、装着式動作補助装置の制御方法および制御用プログラムを提供することを課題としている。

#### 課題を解決するための手段

[0008] 上記課題を解決するため、本発明は以下のような手段を有する。

[0009] 本発明は、装着者の動作を補助あるいは代行する装着式動作補助装置であって、装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具と、装着者の生体信号を検出する生体信号センサと、装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋電位信号を、生体信号センサにより検出された生体信号から取得する生体信号処理手段と、生体信号処理手段により取得された神経伝達信号および筋電位信号を用い、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための指令信号を生成する随意的制御手段と、随意的制御手段により生成された指令信号に基づいて、神経伝達信号に応じた電流および筋電位信号に応じた駆動電流をそれぞれ生成し、アクチュエータに供給する駆動電流生成手段とを備えることを特徴とするものである。

[0010] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法は、装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具が装着者に装着された状態において、装着者の生体信号を検出し、検出した生体信号から、装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋電位信号を取得し、取得した神経伝達信号および筋電位信号を用い、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成し、生成した随意的指令信号に基づいて、神経伝達信号に応じた電流および筋電位信号に応じた電流をアクチュエータにそれぞれ供給することを特徴とするものである。

[0011] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムは、アクチュエータを制御するためのコンピュータに、装着者の生体信号を検出するための処理と、生体信号から、装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋電位信号を取得するための処理と、取得した神経伝達信号および筋電位信号を用い、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号を

生成する処理と、生成した随意的指令信号に基づいて、神経伝達信号に応じた電流および筋電位信号に応じた電流をそれぞれ生成し、アクチュエータに供給するための処理とを行わせることを特徴とするものである。

[0012] また、本発明の装着式動作補助装置では、装着者の動作に関する物理量を検出する物理量センサを有することが好ましい。また生体信号処理手段は、神経伝達信号および筋電位信号からなる生体信号を増幅する手段と、生体信号から神経伝達信号を抽出する第一のフィルタと、生体信号から筋電位信号を抽出する第二のフィルタとを有するを特徴とするものである。

[0013] また、本発明の装着式動作補助装置では、駆動電流生成手段は、神経伝達信号に応じて生成したパルス電流と筋電位信号に実質的に比例するように生成した電流との総電流をアクチュエータに供給するとともに、パルス電流によりアクチュエータの動作を開始させることを特徴とするものである。

[0014] また、本発明の装着式動作補助装置では、駆動電流生成手段が、アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、パルス電流あるいは総電流を生成することを特徴とするものである。

[0015] また、本発明の装着式動作補助装置では、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータと、アクチュエータによる動力付与率(パワーアシスト率)とを所要の対応関係となるように格納したデータベースを備え、随意的制御手段は、物理量センサにより検出された物理量をデータベースに格納された基準パラメータと比較することにより、装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じたパワーアシスト率を対応関係に基づいて規定し、このパワーアシスト率となる動力をアクチュエータに発生させるための指令信号を生成することを特徴とするものである。

[0016] また、本発明の装着式動作補助装置では、駆動電流生成手段が、装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向にアクチュエータを駆動するための電流を所定の時間だけ供給した後に、動作の方向にアクチュエータを駆動するための電流を供給することを特徴とするものである。

[0017] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、神経伝達信号に応じて生

成したパルス電流と筋電位信号に実質的に比例するように生成した電流との総電流をアクチュエータに供給するとともに、パルス電流の供給によりアクチュエータの動作を開始させることを特徴とするものである。

[0018] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、パルス電流あるいは総電流を供給することを特徴とするものである。

[0019] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、さらに装着者の動作に関する物理量を検出し、検出した物理量信号と、タスクとして分類した装着者の各動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータとを比較することにより、装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定するとともに、このフェーズに応じた所要の動力付与率(パワーアシスト率)となる動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成し、この随意的指令信号に応じた駆動電流を生成し、アクチュエータに供給することを特徴とするものである。

[0020] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向にアクチュエータを駆動させるための電流を所定の時間だけ供給した後に、動作の方向にアクチュエータを駆動させるための電流を供給することを特徴とするものである。

[0021] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、神経伝達信号に応じて生成したパルス電流と筋電位信号に実質的に比例するように生成した電流との総電流をアクチュエータに供給するとともに、パルス電流の供給によりアクチュエータの動作を開始させるための処理を行わせることを特徴とするものである。

[0022] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、パルス電流あるいは総電流を設定するための処理を行わせることを特徴とするものである。

[0023] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ

)の各々の基準パラメータと、アクチュエータによる動力付与率(パワーアシスト率)とを所要の対応関係となるように格納したデータベースにアクセスするための処理と、装着者の動作に関する物理量を検出するための処理と、検出した物理量を、データベースに格納された基準パラメータと比較することにより、装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じたパワーアシスト率を対応関係に基づいて規定し、このパワーアシスト率となる動力をアクチュエータに発生するための処理とを行わせることを特徴とするものである。

[0024] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向にアクチュエータを駆動するための駆動電流を所定の時間だけ供給した後に、動作の方向にアクチュエータを駆動するための駆動電流を供給するための処理を行わせることを特徴とするものである。

[0025] また、本発明の装着式動作補助装置は、装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具と、装着者の生体信号を検出する生体信号センサと、装着者の動作に関する物理量を検出する物理量センサと、生体信号センサにより検出された生体信号を用い、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための指令信号を生成する随意的制御手段と、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースと、物理量センサにより検出された物理量とデータベースに格納された基準パラメータとを比較することにより、装着者のタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じた動力をアクチュエータに発生させるための指令信号を生成する自律的制御手段と、随意的制御手段からの指令信号および自律的制御手段からの指令信号を合成する信号合成手段と、信号合成手段により合成された総指令信号に応じた総電流を生成し、アクチュエータに供給する駆動電流生成手段とを備えることを特徴とするものである。

[0026] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法は、装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具が装着者に装着された状態において、装着者の生体信号および装着者の動作に関する物理量をそれぞれ検出し、検出し

た生体信号を用いて、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成し、検出した物理量と、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータとを比較することにより、装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じた動力をアクチュエータに発生させるための自律的指令信号を生成し、これら生成した随意的指令信号および自律的信号を合成し、合成した総指令信号に応じた電流を生成し、アクチュエータに供給することを特徴とするものである。

[0027] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、アクチュエータを制御するためのコンピュータに、装着者の生体信号および装着者の動作に関する物理量をそれぞれ検出するための処理と、検出した生体信号を用いて、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成するための処理と、検出した物理量を、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータと比較することにより、装着者が行おうとしているフェーズを推定するとともに、このフェーズに応じた動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成するための処理と、これら生成した随意的指令信号および自律的指令信号を合成した総指令信号に応じた電流を生成し、アクチュエータに供給するための処理とを行わせることを特徴とするものである。

[0028] また、本発明の装着式動作補助装置では、データベースが、随意的制御手段からの指令信号と自律的制御手段からの指令信号との比(ハイブリッド比)を、フェーズの基準パラメータと所要の対応関係となるように格納し、信号合成手段は、自律的制御手段により推定されたタスクのフェーズに応じ、対応関係に基づいて規定されるハイブリッド比となるように、随意的制御手段からの指令信号および自律的制御手段からの指令信号を合成することを特徴とするものである。

[0029] また、本発明の装着式動作補助装置では、装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋電位信号を、生体信号センサにより検出された生体信号から取得する生体信号処理手段を備え、駆動電流生成手段は、生体信号処理手段により取得された神経伝達信号に応じて生成したパルス電流の供給により

アクチュエータの動作を開始させることを特徴とするものである。

- [0030] また、本発明の装着式動作補助装置では、駆動電流生成手段が、アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、パルス電流あるいは総電流を生成することを特徴とするものである。
- [0031] また、本発明の装着式動作補助装置では、データベースが、フェーズの各々の基準パラメータと、アクチュエータによる所要の動力付与率(パワーアシスト率)とを所要の対応関係となるように格納し、信号合成手段は、自律的制御手段により推定されたタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率を対応関係に基づいて規定し、このパワーアシスト率を満たすように随意的制御手段からの指令信号および自律的制御手段からの指令信号を合成することを特徴とするものである。
- [0032] また、本発明の装着式動作補助装置では、駆動電流生成手段が、装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向にアクチュエータを駆動するための電流を所定の時間だけ供給した後に、動作の方向にアクチュエータを駆動するための電流を供給することを特徴とするものである。
- [0033] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、随意的指令信号と自律的指令信号との比(ハイブリッド比)を、フェーズの各々の基準パラメータと所要の対応関係となるように予め設定し、推定したタスクのフェーズに応じたハイブリッド比を対応関係に基づいて規定し、このハイブリッド比となるように総指令信号を合成することを特徴とするものである。
- [0034] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、神経伝達信号に応じた電流、あるいは当該電流と筋電位信号に応じた電流との総電流を供給することを特徴とするものである。
- [0035] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、装着者に付与する動力の比率(パワーアシスト率)をフェーズの各々の基準パラメータに予め対応付けておき、推定したタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率となるように、総指令信号を設定することを特徴とするものである。
- [0036] また、本発明の装着式動作補助装置の制御方法では、装着者が反射神経によっ



て動作する場合に、当該動作の反対方向にアクチュエータを駆動するための駆動電流を所定の時間だけ生成した後に、動作の方向にアクチュエータを駆動することを特徴とするものである。

[0037] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、アクチュエータを制御するためのコンピュータに、随意的指令信号と自律的指令信号との比（ハイブリッド比）を、フェーズの各々の基準パラメータと所要の対応関係となるように格納したデータベースにアクセスするための処理と、検出した物理量をデータベースに格納された基準パラメータと比較することにより、装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定するとともに、このフェーズに応じたハイブリッド比を対応関係に基づいて規定し、このハイブリッド比となるように総指令信号を合成するための処理とを行わせることを特徴とするものである。

[0038] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、パルス電流あるいは総電流を設定するための処理を行わせることを特徴とするものである。

[0039] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位（フェーズ）の各々の基準パラメータを、装着者に付与する動力の比率（パワーアシスト率）に対応付けて格納したデータベースにアクセスするための処理と、推定したタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率となるように、総指令信号を設定するための処理とを行わせることを特徴とするものである。

[0040] また、本発明の装着式動作補助装置の制御用プログラムでは、コンピュータに、装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向にアクチュエータを駆動するための駆動電流を所定の時間だけ生成した後に、動作の方向にアクチュエータを駆動するための処理を行わせることを特徴とするものである。

## 発明の効果

[0041] 本発明によれば、生体信号から筋電位信号と、それに先行するか筋電位信号の先頭部に位置する神経伝達信号とを取得するとともに、取得した神経伝達信号をアク

チュエータの駆動開始用の信号(トリガー信号)として使用することにより、アクチュエータへの電流供給を開始した際に、速やかにアクチュエータを動作させることができる。このため、装着式動作補助装置の始動時の遅れを感じる事がなく、違和感のないスムーズな動作が得られる。

- [0042] また、本発明によれば、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための随意的指令信号と、検出された物理量とデータベースに格納された基準パラメータとの比較により推定されたタスクのフェーズに応じた動力をアクチュエータに発生させるための自律的指令信号とを合成するので、アクチュエータを素早く動作開始させることができ、随意的動作を違和感なくスムーズに行うことができる。
- [0043] また、本発明によれば、随意的指令信号と自律的指令信号とのハイブリッド比を制御することにより、動力補助の開始の遅れなく、装着者の筋力等に対して最適な動作補助を行うことができる。またデータベースに格納されたハイブリッド比をフェーズごとに引き出せば、自動的にハイブリッド比を変更することができる。これにより、各動作に適したハイブリッド比で、一層スムーズな動きをすることができる。
- [0044] また、本発明によれば、神経伝達信号に応じて生成したパルス電流と筋電位信号に実質的に比例するように生成した電流との総電流をアクチュエータに供給するとともに、パルス電流の供給によりアクチュエータの動作を開始させると、アクチュエータの駆動開始の遅れを防止することができる。またパルス電流あるいは総電流がアクチュエータの駆動開始可能電流未満の場合に、パルス電流あるいは総電流がアクチュエータの駆動開始可能電流以上になるように、パルス電流を増幅することにより、神経伝達信号に正確に対応させて、アクチュエータの駆動を開始することができる。
- [0045] また、本発明によれば、反射神経による動作を行う場合、動作方向に駆動する直前に反対方向に所定の時間だけアクチュエータを駆動させることにより、装着者の反射神経を利用して、かえって動作をスムーズにすることができる。
- [0046] また、本発明によれば、物理量と基準パラメータとを比較することにより推定したタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率となる動力をアクチュエータに発生させることにより、異なる体力の装着者に対して最適な動力を付与して、パワーアシストすることができる。

[0047] 以上の特徴を有する本発明の装着式動作補助装置を使用すると、身体障害者や高齢者のように、身体動作を行うのに十分な筋力がない者や身体動作そのものが困難になった者でも、違和感なくスムーズな動作を行うことができる。また例えば爆発物の処理のような危険な作業を行うために重装備をしなければならない者でも、本発明の装着式動作補助装置を装着すれば、あたかも重装備がないかのように軽快に作業することができる。

#### 図面の簡単な説明

[0048] [図1]装着式動作補助装置の全体構成を示す概略図である。

[図2]動作補助装着具を示す斜視図である。

[図3]第一の実施形態の装着式動作補助装置を示すブロック図である。

[図4]生体信号処理手段の構成およびそれによる生体信号(神経伝達信号と筋電位信号が分離している)の処理の一例を示す概略図である。

[図5]生体信号処理手段の構成およびそれによる生体信号(神経伝達信号と筋電位信号が重畳している)の処理の他の例を示す概略図である。

[図6]第一の実施形態の制御方法を示すフローチャートである。

[図7]神経伝達信号および筋電位信号が分離している生体信号から得られる駆動電流の一例を示す概略図であり、(a)はパルス電流と駆動電流が重畳せずかつパルス電流が駆動開始可能電流 $I_t$ 未満である様子を示す図、(b)は(a)の状態のパルス電流を $I_t$ 以上の大きさとなるように増幅した様子を示す図である。

[図8]神経伝達信号および筋電位信号が重畳している生体信号から得られる駆動電流の他の例を示す概略図であり、(a)はパルス電流と駆動電流が重畳しかつこれらの総電流(立ち上がり時に相当)が駆動開始可能電流 $I_t$ 未満である様子を示す図、(b)は(a)の状態の総電流を $I_t$ 以上の大きさとなるように増幅した様子を示す図である。

。

[図9]第一の実施形態の装着式動作補助装置においてパワーアシスト率を制御する例を示すブロック図である。

[図10]タスクおよびフェーズの例を示す概略図である。

[図11]物理量を基準パラメータと比較することにより装着者1が行おうとしているタスク

、およびその中のフェーズを推定するプロセスを示す図であり、(a)は装着者の動作毎の各タスクとフェーズのデータベースを模式的に示す図、(b)は膝の回転角  $\theta$  および角速度  $\theta'$ 、腰の回転角  $\theta$  および角速度  $\theta'$ 、および重心位置COGおよび重心位置の移動速度COG'を示す図、(c)は全てのフェーズ(A1, A2, A3..., B1, B2, B3..., C1, C2, C3...)をマトリックス状に取り出した状態を模式的に示した図である。

[図12]第一の実施形態の制御方法においてパワーアシスト率の制御を説明するためのフローチャートである。

[図13]第二の実施形態の装着式動作補助装置を示すブロック図である。

[図14]第二の実施形態の制御方法を示すフローチャートである。

[図15]第二の実施形態の装着式動作補助装置においてパワーアシスト率を制御する例を示すブロック図である。

[図16]第二の実施形態の制御方法においてパワーアシスト率の制御を説明するためのフローチャートである。

[図17]第二の実施形態の制御装置の構成を示すブロック図である。

[図18]駆動電流生成の別の改良例を示す概略図である。

[図19]実施例1で神経伝達信号に応じたパルス電流を付加した場合の実験結果を示すグラフであり、(a)はひざの回転角  $\theta$  の変化を示すグラフ、(b)は増幅した生体信号の変化を示すグラフ、(c)は膝アクチュエータのトルクを示すグラフである。

[図20]実施例1で神経伝達信号に応じたパルス電流を付加しない場合の実験結果を示すグラフであり、(a)はひざの回転角  $\theta$  の変化を示すグラフ、(b)は増幅した生体信号の変化を示すグラフ、(c)は膝アクチュエータのトルクを示すグラフである。

[図21]実施例2において随意的指令信号および自律的指令信号を合成する制御により得られた膝アクチュエータのトルクの一例の実験結果であり、(a)はフェーズ番号を示すグラフ、(b)はひざの回転角  $\theta$  の変化を示すグラフ、(c)は自律制御によるひざのトルクの変化を示すグラフ、(d)随意制御によるひざのトルクの変化を示すグラフ、(e)ハイブリット制御(自律制御+随意制御)によるひざのトルクの変化を示すグラフである。

[図22]実施例2において随意的指令信号および自律的指令信号を合成する制御に

より得られた膝アクチュエータのトルクの別の例の実験結果であり、(a)はフェーズ番号を示すグラフ、(b)はひざの回転角  $\theta$  の変化を示すグラフ、(c)は自律制御によるひざのトルクの変化を示すグラフ、(d)随意制御によるひざのトルクの変化を示すグラフ、(e)ハイブリット制御(自律制御+随意制御)によるひざのトルクの変化を示すグラフである。

### 符号の説明

- [0049] 1 人間(装着者)  
2 動作補助装着具  
3 生体信号処理手段  
4, 14, 24 随意的制御手段  
5 駆動電流生成手段  
6 データベース  
7, 17 自律的制御手段  
8 信号合成手段  
10 人間機械系  
13 物理量センサ  
20, 20A, 20B, 20C 制御装置  
21 電源  
201 アクチュエータ  
202 アーム  
203 ジョイント  
221 生体信号センサ  
222 重心センサ

### 発明を実施するための最良の形態

- [0050] 以下、本発明を実施形態毎に説明するが、各実施形態の特徴は特に断りがなければ他の実施形態にも適用可能である。

#### [1] 第一の実施形態

##### (A) 装着式動作補助装置の構成

第一の実施形態の装着式動作補助装置は、アクチュエータを有した動作補助装着具と、装着者の生体信号を検出する生体信号センサと、神経伝達信号および筋電位信号を生体信号から取得する生体信号処理手段と、神経伝達信号および筋電位信号を用い、装着者の意思に従った動力をアクチュエータに発生させるための指令信号を生成する随意的制御手段と、随意的制御手段からの指令信号に基づいて、神経伝達信号および筋電位信号に応じた電流をそれぞれ生成し、アクチュエータに供給する駆動電流生成手段とを備える。なお装着者が行おうとしているタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率となる動力をアクチュエータに発生させる場合には、この装着式動作補助装置に装着者の動作に関する物理量を検出する物理量センサを設ける。

#### (1) 駆動系

図1は、その一例の駆動系(ハード系)を概略的に示す。この装着式動作補助装置は、人間(以下、装着者ともいう)1の下半身に装着する動作補助装着具2(片方の脚部は図示を省略)と、下半身(例えば太腿)から生体信号aを検出する生体信号センサ221と、足の裏に貼付されて装着者1の重心を検出する重心センサ222と、生体信号センサ221により検出した生体信号から神経伝達信号bおよび筋電位信号cを取得する生体信号処理手段3と、神経伝達信号bおよび筋電位信号cに基づいて動作補助装着具2のアクチュエータ201の駆動を制御する制御装置20と、制御装置20やアクチュエータ201等に電力を供給するための電源(バッテリー、外部電源)21とを備える。

[0051] 図2に示すように、動作補助装着具2は、上部アーム202aおよび中間アーム202bを回転自在に接合する腰用ジョイント203aと、中間アーム202bおよび下部アーム202cを回転自在に接合する膝用ジョイント203bと、下部アーム202cおよび踵部205を回転自在に接合する踝用ジョイント203cと、腰用ジョイント203aに設けられたアクチュエータ201aと、膝用ジョイント203bに設けられたアクチュエータ201bとを有する。中間アーム202bおよび下部アーム202cには装着者1の太腿およびふくらはぎに固定されるマジックテープ(登録商標)等の固定具205a、205bが取り付けられている。各アクチュエータ201a、201bはモータと減速ギアからなる。

[0052] 上部アーム202aは、装着者1の胴体に巻き付けられて固定されるウエスト部204に固定されている。ウエスト部204の背側の上縁部には上下に開口した突起部204aが設けられており、突起部204aの開口部には制御装置20および電源21等を収納したバッグ220の下端突起220aに係合する。このようにして、バッグ220の荷重はウエスト部204で受けられる。また踵部205は装着者1の踵を完全に覆う一体的な形状を有し、その一方の側壁は他方の側壁より高く延びて、その上端部には踝用ジョイント203cが取り付けられている。このため、動作補助装着具2およびバッグ220の荷重は全て踵部205で支えられ、装着者1にかかることはない。

## (2) 制御系

図3は、第一の実施形態の装着式動作補助装置の制御系を示す。装着者1と動作補助装着具2は、人間機械系10を構成する。また制御装置20は、随意的制御手段4を有する。随意的制御手段4の入力端子には、装着者1の生体信号aを検出する生体信号センサ221が接続され、かつ、随意的制御手段4の出力端子には、駆動電流生成手段5が接続してある。駆動電流生成手段5は、動作補助装着具2のアクチュエータ201a、201b(以下、アクチュエータ201と総称する)に接続してある。

### (a) センサ

第一の実施形態の装着式動作補助装置は、人間1に装着された状態において装着者1からの生体信号aを検出する生体信号センサ221を必須とする。生体信号センサ221は、通常装着者1の皮膚に貼付するが、体内に埋め込むものでも良い。その他に、図1に示すように、重心センサ222を有することが好ましい。重心センサ222は例えば足の裏に複数貼付されるもので、どの重心センサ222に最も重量がかかっているかを検出することにより人体の動作方向を予測することができる。さらに、制御精度を向上させるために、例えば、(1)装着者1の動作の状態を示す信号を得るためのセンサ(力センサ、トルクセンサ、電流センサ、角度センサ、角速度センサ、加速度センサ、床反力センサ等)、(2)外界の情報(例えば、障害物の有無)を得るためのセンサ(CCD、レーザセンサ、赤外線センサ、超音波センサ等)、(3)神経伝達信号bおよび筋電位信号c以外の生体信号を得るためのセンサ(体温センサ、脈拍センサ、脳波センサ、心電位センサ、発汗センサ等)を設けることができる。これらのセンサ自体は公知であ

るので、個々の説明は省略する。

(b) 生体信号処理手段

生体信号センサ221により検出された生体信号aは、神経伝達信号bおよび筋電位信号cを有する。神経伝達信号bは意思伝達信号とも言えるもので、(i) 筋電位信号cに先行しているか[図4参照]、(ii) 筋電位信号cの先頭部と重なっている[図5参照]。神経伝達信号bの周波数は一般に筋電位信号cの周波数より高いので、異なるバンドパスフィルタを用いることにより分離することができる。神経伝達信号bは、生体信号aを増幅器31により増幅した後、高帯域(例えば33 Hz〜数kHz)のバンドパスフィルタ32により取り出すことができ、また筋電位信号cは、生体信号を増幅器31により増幅した後、中帯域(例えば33 Hz〜500 Hz)のバンドパスフィルタ33により取り出すことができる。なお、図4および図5では、各フィルタは並列に接続されているがこれに限定されず、両フィルタが直列に接続されていても良い。また、神経伝達信号bは筋電位信号cの先頭部のみならず、先頭部以降についても重なる場合が有り得る。この場合には、神経伝達信号bの先頭部のみを後述するパルス電流の生成に利用するようにすれば良い。

[0053] 神経伝達信号bおよび筋電位信号cには、スムージング処理を行う。図4および図5中の各電流は、生体信号処理手段3からの信号をスムージングして得た指令信号dを入力とし、駆動電流生成手段5によって生成されたものである。図4に示すように神経伝達信号bは幅が狭いので、スムージングだけでもパルス状となり、この神経伝達信号bに基づいて駆動電流生成手段5によって生成される電流もパルス状となる。なお、神経伝達信号bに基づいて得られる電流(パルス電流)は、矩形波状としても良い。一方、図5に示すように筋電位信号cは幅が広いので、スムージングすることにより実質的に筋電位に比例する山状となり、この筋電位信号cに基づいて駆動電流生成手段5によって生成される電流も山状となる。

[0054] 神経伝達信号bに基づいて生成されるパルス電流と、前記筋電位信号cに基づいて比例的に生成される電流との総電流がアクチュエータ201に供給されると、この総電流に比例する大きさのトルクをアクチュエータ201が発生する。ここで、図4および図5のいずれの場合でも、総電流は十分に大きな電流で立ち上がるように設定してある



ので、装着者1の動作意思に遅れなくアクチュエータ201が駆動され、装着者1は自分の意思に従った動作を違和感なく行うことができる。なお、図4および図5中でパルス電流を特に大きく示しているが、これはその役割を強調するためで、実際のパルス電流と筋電位信号cから得られた駆動電流との関係を示すものではない。各電流の大きさは、装着者1の動作時の感覚により適宜設定することができる。

#### (c) 随意的制御手段

随意的制御手段4は、神経伝達信号bおよび筋電位信号cを用い、装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための指令信号dを生成する機能を有する。随意的制御手段4での制御則としては、比例制御を適用することができる。比例制御により指令信号値と駆動電流値とが比例関係になり、さらにアクチュエータ201の特性により駆動電流値とアクチュエータ201の発生トルク値とが比例関係になる。従って、随意的制御手段4によって所要の指令信号dを生成することにより、パワーアシスト率を所望の値に制御することができる。なお、随意的制御手段4での制御則としては、比例制御と微分制御および／または積分制御とを組み合わせたものを適用しても良い。

[0055] ここで、パワーアシスト率とは、装着者1が発生する力と装着具2が発生する力の分配率であり、手動または自動で調整する。このパワーアシスト率は正の値でも負の値でも良い。正のアシスト率の場合、装着者1の発生力に装着具2の発生力が付加されるが、負のアシスト率の場合、装着者1の発生力から装着具2の発生力が差し引かれる(すなわち、装着者1に負荷がかかり)、装着者1は通常以上の力を発生しなければならない。

#### (d) 駆動電流生成手段

駆動電流生成手段5は、随意的制御手段4からの指令信号dが入力されると、この指令信号dに基づいて、神経伝達信号bに応じた電流および筋電位信号cに応じた駆動電流をそれぞれ生成し、アクチュエータ201に供給することにより、アクチュエータ201を駆動する。

#### (B) 制御方法および制御用プログラム

図6は第一の実施形態の制御方法を示すフローチャートである。

- [0056] 図6に示す第一の実施形態の制御方法の好ましい一例では、装着者1に対して動力を付与するアクチュエータ201を有した動作補助装着具2を人間1に装着し(ST501)、装着者1の生体信号aを検出する(ST502)。図4および図5に示すように、生体信号処理手段3により生体信号aから神経伝達信号bと筋電位信号cを取得し(ST503)、取得した神経伝達信号bおよび筋電位信号cを用い、装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための随意的指令信号d1を生成する(ST504)。この随意的指令信号d1は、神経伝達信号bに応じたパルス電流を生成する指令信号dと、筋電位信号cに比例した駆動電流を生成する指令信号dとからなる。各指令信号dを駆動電流生成手段5に入力することにより、駆動電流生成手段5によってアクチュエータ201に供給する電流が生成される。随意的指令信号d1の生成に、他の信号(例えば、第一の実施形態において記載した生体信号用センサ221以外のセンサから得られる信号)を利用することもできる。以下実施形態においても、特に断りがなければ他の信号として上記と同じものを使用することができる。
- [0057] アクチュエータ201を駆動可能な電流には下限値(閾値)があるので、神経伝達信号bに応じたパルス電流(パルス電流と駆動電流が重畳していない場合)、またはパルス電流と駆動電流(パルス電流と駆動電流が重畳している場合)との総電流がその下限値未満の場合には、パルス電流はアクチュエータ201の迅速な駆動開始に役立たず、駆動電流が下限値に達するまでアクチュエータ201は駆動開始しない。これでは、装着者1の脳が動作開始の信号(神経伝達信号b)を発したときと動作補助装置の始動までの間に相当の遅れが生じ、装着者1に与える違和感が大きなものとなる。これを解消するためには、神経伝達信号bに応じたパルス電流に応じて直ぐにアクチュエータ201を駆動開始させることが好ましい。
- [0058] 図7は神経伝達信号および筋電位信号が分離している生体信号から得られる駆動電流の一例を示す概略図であり、(a)はパルス電流と駆動電流が重畳せずかつパルス電流が駆動開始可能電流 $I_t$ 未満である様子を示す図、(b)は(a)の状態のパルス電流を $I_t$ 以上の大きさとなるように増幅した様子を示す図である。図8は神経伝達信号および筋電位信号が重畳している生体信号から得られる駆動電流の他の例を示す概略図であり、(a)はパルス電流と駆動電流が重畳しかつこれらの総電流(立ち上

がり時に相当)が駆動開始可能電流 $I_t$ 未満である様子を示す図、(b)は(a)の状態の総電流を $I_t$ 以上の大きさとなるように増幅した様子を示す図である。

- [0059] アクチュエータ201および動作補助装着具2の各アーム202や各ジョイント203には慣性モーメントがあるので、装着者1の意思に遅れなく動作補助を行うには、アクチュエータ201に素早い立ち上がりのトルクを発生させることが好ましい。これらを実現するため、本実施の形態では、図7(a)に示すようにパルス電流82と駆動電流81が重畳していない場合、および図8(a)に示すようにパルス電流83と駆動電流81が重畳している場合のいずれにおいても、パルス電流82(またはパルス電流83+駆動電流81)がアクチュエータ201の駆動開始可能電流の下限值 $I_t$ 以上でない場合(ST505におけるNo)、パルス電流82(またはパルス電流83+駆動電流81)が駆動開始可能電流の下限值 $I_t$ 以上(図7(b)および図8(b)を参照)になるように、パルス電流82, 83を増幅するようにしている(ST505a)。しかも、アクチュエータ201を確実に始動できるように、必要に応じてパルス電流82, 83の幅を大きくする(神経伝達信号bに対応する時間より長くする)ようにしている。これらの結果、神経伝達信号bに応じたパルス電流82, 83の供給により、確実にアクチュエータ201を駆動開始することができる(ST506)。
- [0060] こうしてアクチュエータ201を駆動開始した後、筋電位信号cに応じた駆動電流81に比例するように、アクチュエータ201に駆動トルクを発生させると(ST507)、装着者1の意思に応じた動作をパワーアシストすることができる。
- [0061] 上記制御を実行するには、生体信号aを検出する処理(ST502)と、生体信号aから神経伝達信号bおよび筋電位信号cを取得する処理(ST503)と、取得した神経伝達信号bおよび筋電位信号cを用い、装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための随意的指令信号d1を生成する処理(ST504)と、生成した随意的指令信号d1に基づいて、神経伝達信号bに応じたパルス電流および筋電位信号cに応じた駆動電流をそれぞれ生成し、アクチュエータ201に供給する処理(ST506, ST507)とを行わせるための制御用プログラムを、装着式動作補助装置の制御装置20(例えば、CPU、ハードディスクおよびRAM等の記憶装置、および入出力装置を有するパソコン等のコンピュータからなる)の記憶装置に格納する。なお制御装置20は、バッグ220に収納することができるが、必要に応じて装着式動作補助装置の外部に

配置し、装着式動作補助装置との間での信号の送受信を無線で行うようにしても良い。

- [0062] 図9は、第一の実施形態の装着式動作補助装置において、アクチュエータ201の随意的制御を行う際に、装着者1の動作に関する物理量からタスクのフェーズを推定し、推定したフェーズに対応するパワーアシスト率となる動力をアクチュエータに発生させる例を示す。図9の装着式動作補助装置において、図3の装着式動作補助装置と同じ部分には同じ参照番号を付与し、類似の部分には類似の参照番号を付与してある。
- [0063] 図9の装着式動作補助装置の詳細を説明する前に、まずタスク(Task)およびそのフェーズ(Phase)について説明する。タスクとは装着者の各動作パターンを分類したもので、フェーズは各タスクを構成する一連の最小動作単位である。
- [0064] 図10は、人間1の基本動作として、歩行(タスクA)、立ち上がり(タスクB)、座り(タスクC)、および階段の昇りまたは降り(タスクD)を例示しているが、勿論タスクがこれらに限定される訳ではない。各タスクは上記フェーズからなり、例えば歩行タスクAは、両足が揃ったフェーズ1と、右足が前に出たフェーズ2と、左足が前にでて両足が揃った状態になったフェーズ3と、左足が前に出たフェーズ4からなる。このような一連のフェーズをフェーズ・シーケンス(Phase Sequence)という。装着者1の動作を補助するのに適切な動力はフェーズ毎に異なる。そのため、各フェーズ1〜4に異なるパワーアシスト率PAR1, PAR2, PAR3, PAR4を付与することにより、フェーズ毎に最適な動作補助を行うことができる。
- [0065] 各人の動きを分析すると、各フェーズにおける各関節の回転角および角速度、歩行速度および加速度、姿勢、重心の移動等が決まっていることが分かる。例えば、各人の典型的な歩行パターンは決まっており、そのパターンで歩行するときに最も自然に感じる。従って、各人の各関節の回転角および角速度等を、全タスクの全フェーズについて経験的に求め、それらを基準パラメータ(基準の回転角および角速度等)としてデータベースに格納しておけば良い。
- [0066] 図9の装着式動作補助装置は、装着者1と動作補助装着具2とからなる人間機械系10と、装着者1の生体信号aから神経伝達信号bおよび筋電位信号cを取得する生体

信号処理手段3と、各フェーズの基準パラメータとともに、各フェーズに割り当てられたパワーアシスト率PAR等が格納されたデータベース6とを有する。さらに、生体信号a(神経伝達信号bおよび筋電位信号cを含む)とともに、物理量センサ13により検出された物理量(各関節の回転角および角速度、歩行速度および加速度、姿勢、重心の移動等、および必要に応じて、他のセンサからの信号)を取得し、取得した物理量をデータベース6の基準パラメータと比較することにより得られる随意的指令信号d(パワーアシスト率PAR等を含む)を発生する随意的制御手段14と、随意的制御手段14の指令信号dに応じて動作補助装着具2のアクチュエータ201の駆動電流を生成する駆動電流生成手段5とを有する。

[0067] 図11は、物理量を基準パラメータと比較することにより装着者1が行おうとしているタスク、およびその中のフェーズを推定するプロセスを示す図であり、(a)は装着者の動作毎の各タスクとフェーズのデータベースを模式的に示す図、(b)は膝の回転角 $\theta$ および角速度 $\theta'$ 、腰の回転角 $\theta$ および角速度 $\theta'$ 、および重心位置COGおよび重心位置の移動速度COG'を示す図、(c)は全てのフェーズ(A1, A2, A3..., B1, B2, B3..., C1, C2, C3...)をマトリックス状に取り出した状態を模式的に示した図である。

[0068] 図11(a)に示すタスクおよびフェーズは図10に示すものである。例示したタスクA(歩行)、タスクB(立上り)、タスクC(座り)・・・はそれぞれ、一連のフェーズ(フェーズA1、フェーズA2、フェーズA3..., フェーズB1、フェーズB2、フェーズB3...等)により構成されている。

[0069] 装着者1が動作を開始すると、物理量センサ13により得られた各種の物理量の実測値をデータベース6に格納された基準パラメータと比較する。この比較は図11(b)のグラフで概略的に示す。このグラフでは、膝の回転角 $\theta$ および角速度 $\theta'$ 、腰の回転角 $\theta$ および角速度 $\theta'$ 、および重心位置COGおよび重心位置の移動速度COG'を示しているが、勿論比較する物理量はこれらに限定されない。

[0070] 一定の短い時間間隔で実測の物理量と基準パラメータとを比較する。比較は、全てのタスク(A, B, C...)における一連のフェーズについて行う。つまり、図11(c)に示すように、図11(a)に示す全てのフェーズ(A1, A2, A3..., B1, B2, B3..., C1, C2

, C3...)をマトリックス状に取り出し、実測の物理量と比較することになる。

[0071] 図11(b)のグラフに示すように、例えば時間 $t_1, t_2, t_3 \dots$ ごとに比較していくと、実測の物理量が全て一致する基準パラメータを有するフェーズを同定することができる。一致の誤差を排除するために、複数の時間で一致することを確認した後で、フェーズの同定を行えば良い。例えば図示の例で、実測値が複数の時間でフェーズA1の基準パラメータと一致したとすると、現在の動作はフェーズA1の動作であることが分かる。勿論、実測値と一致する基準パラメータを有するフェーズはタスクの最初のフェーズ(A1, B1, C1等)とは限らない。

[0072] 図12は、第一の実施形態の別の例として、パワーアシスト率PARを制御する場合の制御方法を示す。図12のST601, ST602, およびST604〜606は、実質的に図6のST501〜505aと同じであるので、それらの説明は省略し、ここではST607〜612の工程について主に説明する。

[0073] 物理量センサ13により人間機械系10の物理量を検出する(ST603)。各関節の回転角および角速度、歩行速度および加速度、姿勢等の物理量の物理量センサ13は動作補助装着具2に取り付けるが、重心の移動等の物理量の物理量センサ13は装着者1に直接貼付することが好ましい。

[0074] 物理量をデータベース6に格納した各タスクの各フェーズの基準パラメータと順次比較する(ST607)。図11(a)〜(c)を参照して説明したように、全てのタスクおよびそれらのフェーズはマトリックス状に存在するので、物理量の実測値と各フェーズの基準パラメータとを、例えばA1, A2, A3..., B1, B2, B3..., C1, C2, C3...との順番で順次比較する。基準パラメータは全てのタスクのフェーズ(単に「タスク/フェーズ」という)の間に重複しないように設定されているので、全てのタスクのフェーズの基準パラメータとの比較を行うと、物理量の実測値と一致する基準パラメータを有するタスクのフェーズが分かる(ST608)。物理量の実測値の測定誤差を考慮に入れて、判定に必要な一致回数を予め設定しておき、その回数に到達したときに(ST609)、物理量の実測値に対応するタスクのフェーズを推定する(ST610)。データベース6を参照することにより、補助すべき動作に対応するフェーズに割り付けたパワーアシスト率PARを規定し、このパワーアシスト率PARとなる動力をアクチュエータ201に発生させ

るように上記随意的指令信号dを調整する(ST611)。駆動電流生成手段5は調整後の随意的指令信号dに応じた電流(総電流)を生成し、この総電流の供給によりアクチュエータ201を駆動する(ST612)。

[0075] 上記制御を実行するには、装着者1の生体信号aを検出する処理(ST602)と、人間機械系10の物理量を検出する処理(ST603)と、検出した物理量と各タスク各フェーズ基準パラメータとを比較することにより(ST607〜609)、装着者が行おうとしているフェーズを推定し(ST610)、推定したフェーズに応じたパワーアシスト率PARとなる動力をアクチュエータに発生させるように、随意的指令信号dを生成する処理(ST611)と、随意的指令信号dに応じた電流を生成し、前記アクチュエータに供給する処理(ST612)とを行わせる制御用プログラムを、装着式動作補助装置の制御装置20Aの記憶装置に格納する。

[0076] 以上の通り、フェーズ毎に最適化されたパワーアシスト率PARとなるように随意的指令信号dを生成し、この随意的指令信号dに応じた動力付与を行うことにより、スムーズな動作補助を行うことができ、また神経伝達信号bに応じたパルス電流によりアクチュエータの駆動を開始させることにより、駆動開始の遅れがない(違和感のない)動作補助を行うことができる。

## [2] 第二の実施形態

### (A) 装着式動作補助装置の構成

図13に例示するように、第二の実施形態の装着式動作補助装置は、アクチュエータ201を有した動作補助装着具2と、装着者1の生体信号aを検出する生体信号センサ221と、人間機械系10の物理量を検出する物理量センサ13と、物理量センサ13により検出された生体信号aを用い、装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための指令信号d(随意的指令信号d1)を生成する随意的制御手段14と、を有する。さらに、タスクとして分類した装着者1の各動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベース6と、物理量センサ13により検出された物理量とデータベース6に格納された基準パラメータとを比較することにより、装着者1のタスクのフェーズを推定し、推定したフェーズに応じた動力をアクチュエータ201に発生させるための指令信号d(自律的指令信号d2

)を生成する自律的制御手段7と、随意的制御手段4からの指令信号d1および自律的制御手段7からの指令信号d2を合成する指令信号合成手段8と、指令信号合成手段8により合成された総指令信号d3に応じた電流を生成し、アクチュエータ201に供給する駆動電流生成手段5とを備える。

[0077] 随意的制御手段14自体は、図3に示す第一の実施形態の随意的制御手段4と同じでよい。具体的には、図4および図5に示すように、神経伝達信号bおよび筋電位信号cに応じた随意的指令信号d1を生成し、神経伝達信号bに応じたパルス電流をアクチュエータ201の駆動開始用のトリガー信号として使用することが好ましい。

[0078] 自律的制御手段7は、図10および図11(a)ー(c)に示すように、物理量センサ13により検出された物理量とデータベース6に格納された各タスクの各フェーズの基準パラメータとを比較することにより、装着者1のタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じた動力をアクチュエータ201に発生させるための自律的指令信号d2を生成する機能を有する。従って、図10および図11(a)ー(c)に関する説明はそのまま自律的制御手段7に当てはまる。

[0079] 指令信号合成手段8は随意的制御手段14からの随意的指令信号d1と自律的制御手段7からの自律的指令信号d2とを合成する。自律的制御では、例えばフェーズ毎に一定の動力を付与する。従って、合成された指令信号d3は、動作の開始から終了まで変化する随意的制御による動力と、フェーズ毎に一定の自律的制御による動力とを加算した動力とをアクチュエータ201に発生させる波形を有する。この指令信号合成の効果は後で詳述する実施例から明らかである。

#### (B) 制御方法および制御用プログラム

図14は第二の実施形態の制御方法を示すフローチャートである。図14に示されるように、この制御方法は、装着者1に対して動力を付与するアクチュエータ201を有した動作補助装着具2を人間1に装着し(ST701)、装着者1の生体信号aを検出し(ST702)、装着者1および動作補助装着具2からなる人間機械系10の物理量を検出する(ST703)。さらに、検出した生体信号aを用い、装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための随意的指令信号d1を生成し(ST704)、検出した物理量とデータベース6に格納された各タスクの各フェーズの基準パラメータとを比



較することにより(ST705〜707)、装着者1のタスクおよびそのフェーズを推定するとともに、このタスクのフェーズに対応するハイブリッド比 $\alpha$ (随意的指令信号d1/自律的指令信号d2)を規定する(ST708)。そして、このフェーズに応じた動力をアクチュエータ201に発生させるための自律的指令信号d2を生成し(ST709)、規定したハイブリッド比 $\alpha$ となるように随意的指令信号d1および自律的指令信号d2を合成して総指令信号d3を生成し(ST710)、この総指令信号d3に応じて生成した電流の供給によりアクチュエータ201を駆動する(ST711)。

[0080] ST701〜703は図12に示す第一の実施形態の例のST601〜603と同じであり、ST705〜708は図12に示す第一の実施形態の例のST607〜610と同じである。また生体信号aに応じた随意的指令信号d1を生成する工程(ST704)は、具体的には、図12に示すST604〜606aからなるものが好ましい。

[0081] なお、随意的指令信号d1は、第一の実施形態と同様に、神経伝達信号bに応じたパルス電流および筋電位信号cに応じた駆動電流を生成するためのものとするのが好ましい。また、ハイブリッド比 $\alpha$ は各タスクのフェーズ毎に、装着者1の動作を違和感なくアシストできるように予め設定され、データベース6に格納しておく。このハイブリッド比 $\alpha$ は、実測の物理量と基準パラメータとの比較によりフェーズが推定されると、上述したように制御装置20Aによって自動的に規定される。この結果、所要のハイブリッド比 $\alpha$ となるように総指令信号d3が生成され、この総指令信号d3に応じた動力の付与により、種々の動作に応じた動作補助をスムーズに行うことができる。

[0082] 上記制御を実行するには、装着者1の生体信号aを検出する処理(ST702)と、装着者1および動作補助装着具2からなる人間機械系10の物理量を検出する処理(ST703)と、検出した生体信号aを用いて装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための随意的指令信号d1を生成する処理(ST704)と、検出した物理量と各タスクの各フェーズの基準パラメータとを比較することにより(ST705〜707)、装着者1のタスクのフェーズを推測するとともに、このフェーズに対応するハイブリッド比 $\alpha$ を規定する処理(ST708)と、このフェーズに応じた動力をアクチュエータ201に発生させるための自律的指令信号d2を生成する処理(ST709)と、規定したハイブリッド比 $\alpha$ となるように随意的指令信号d1および前記自律的指令信号d2を合成して

総指令信号d3を生成する処理(ST710)と、生成した総指令信号d3に応じて生成した電流の供給によりアクチュエータ201を駆動する処理(ST711)とを行わせる制御用プログラムを、装着式動作補助装置の制御装置20Bの記憶装置に格納する。

[0083] 図15は第二の実施形態の装着式動作補助装置の別の例を示すブロック図である。図15に示されるように、この装着式動作補助装置は、装着者1に対して動力を付与するアクチュエータ201を有した動作補助装着具2と、装着者1の生体信号aを検出する生体信号センサ221と、装着者1の動作に関する物理量を検出する物理量センサ13と、生体信号センサ221により検出された生体信号aを用い、装着1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための指令信号d(随意的指令信号d1)を生成する随意的制御手段24とを有する。さらに、タスクとして分類した装着者1の各動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベース6と、物理量センサ13により検出された物理量と基準パラメータとを比較することにより装着者1の動作パターンを推測し、それに応じた動力をアクチュエータ201に発生させるための指令信号d(自律的指令信号d2)を生成する自律的制御手段7と、随意的指令信号d1および自律的指令信号d2を合成する指令信号合成手段8と、指令信号合成手段8により合成された総指令信号dに応じた電流を生成し、アクチュエータ201に供給する駆動電流生成手段5とを備える。

[0084] 生体信号aから装着者1の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号bおよび筋活動に伴う筋電位信号cを取得することが好ましいが、これには第一の実施形態と同じ生体信号処理手段3(図15には2つ示されているが、1つを兼用するようにしても良い)を用いれば良いので、説明を省略する。またデータベース6、自律的制御手段17、指令信号合成手段8および駆動電流生成手段5は図13と同様のものを適用できる。また随意的制御手段24および自律的制御手段17は、物理量センサ13により検出された物理量とデータベース6に格納された基準パラメータとを比較することにより、装着者1が行おうとしているタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じたハイブリッド比 $\alpha$ およびパワーアシスト率PARとなるように、随意的指令信号d1および自律的指令信号d2を生成する機能を有する。

[0085] 図16はこの装着式動作補助装置の制御方法の好ましい一例を示すフローチャート

である。図17は第二の実施形態の制御装置の構成を示すブロック図である。

[0086] 図16および図17に示されるように、この制御方法では、装着者1に対して動力を付与するアクチュエータ201を有した動作補助装着具2を人間1に装着し(ST801)、装着者1の生体信号aを検出し(ST802)、装着者1および動作補助装着具2からなる人間機械系10の物理量を検出し(ST803)、検出した物理量に応じた随意的指令信号d1を生成する(ST804)。さらに、検出した物理量と、データベース6に格納された各フェーズの基準パラメータとを比較することにより(ST805〜807)、装着者1が行おうとしているタスクのフェーズを推定するとともに、このフェーズに対応するハイブリッド比 $\alpha$ およびパワーアシスト率PARを規定し(ST808)、このフェーズに応じた動力でアクチュエータ201を駆動するための自律的指令信号d2を生成する(ST809)。そして、規定したハイブリッド比 $\alpha$ およびパワーアシスト率PARとなるように随意的指令信号d1および自律的指令信号d2を合成して総指令信号d3を生成し(ST810)、この総指令信号d3に応じて生成した電流の供給によりアクチュエータ201を駆動する(ST811)。

[0087] 上記制御を実行するには、装着者1の生体信号aを検出する処理(ST802)と、装着者1および動作補助装着具2からなる人間機械系10の物理量を検出する処理(ST803)と、検出した生体信号aを用い、装着者1の意思に従った動力をアクチュエータ201に発生させるための随意的指令信号d1を生成する処理(ST804)と、検出した物理量と各フェーズの基準パラメータとを比較することにより(ST805〜807)、装着者1が行おうとしているフェーズを推定するとともに、このタスクのフェーズに対応するハイブリッド比 $\alpha$ およびパワーアシスト率PARを規定する処理(ST808)と、このタスクのフェーズに応じた動力をアクチュエータ201に発生させるための自律的指令信号d2を生成する処理(ST809)と、規定したハイブリッド比 $\alpha$ およびパワーアシスト率PARとなるように、随意的指令信号d1と前記自律的指令信号d2を合成して総指令信号d3を生成する処理(ST810)と、生成した総指令信号d3に応じて生成した電流の供給によりアクチュエータ201を駆動する処理(ST811)とを行わせる制御用プログラムを、装着式動作補助装置の制御装置20Cの記憶装置に格納する。

[3] その他の機能

始動時の駆動制御

### (1) 反射動作の場合

例えば背後から急に押された場合、そのままでは倒れてしまうので、反射的に片足を前に出して体を支えなければならない。しかし単に片足を前に出すという制御を行うと、片足を急に前に押したことになるので、装着者は本能的に片足を突っ張り、片足を前に出す動作がぎこちなくなる。このような場合、図18(a)に示すように、動作方向にアクチュエータ201を駆動させる電流91を供給する場合には、図18(b)に示すように、電流91を供給する直前に、ごく短時間(0.01秒から0.3秒程度)反対方向の電流92を供給してアクチュエータ201を反対方向に駆動させると、装着者1は反射的に片足を前に出そうとし、動作はかえってスムーズになる。このような反射神経を利用する制御は通常のロボットではあり得ず、本発明の装着式動作補助装置のように装着者1が装着するものの場合に初めて効果を発揮するものである。

### (2) 通常の動作の場合

歩行のような通常の動作の場合でも、足を上昇させる自律的制御を行うと、突然足を押されたような感じになることがある。このような違和感を取り除くためには、やはり始動時に反対方向の電流92を供給してアクチュエータ201を反対方向に駆動させる、その後で動作方向にアクチュエータ201を駆動させる電流91を供給すると、違和感なくスムーズな動きをすることができる。

[0088] 本発明を以下の実施例により更に詳細に説明するが、本発明はこれらの例に限定されるものではない。

#### 実施例1

図19は実施例1で神経伝達信号に応じたパルス電流を付加した場合の実験結果を示すグラフであり、(a)はひざの回転角 $\theta$ の変化を示すグラフ、(b)は増幅した生体信号の変化を示すグラフ、(c)は膝アクチュエータのトルクを示すグラフである。図20は実施例1で神経伝達信号に応じたパルス電流を付加しない場合の実験結果を示すグラフであり、(a)はひざの回転角 $\theta$ の変化を示すグラフ、(b)は増幅した生体信号の変化を示すグラフ、(c)は膝アクチュエータのトルクを示すグラフである。

[0089] この実施例は第一の実施形態の効果を示すためのものである。装着者がリラックスして椅子に座っている状態から膝関節の伸展動作を行った場合に、神経伝達信号b

をトリガー信号として用いる条件(図19(a)ー(c)参照)、および神経伝達信号bをトリガー信号として用いない条件、つまり筋電位信号cに応じた駆動電流のみをアクチュエータ201bに供給する条件で(図20(a)ー(c)参照)、それぞれ膝のアクチュエータ201bのトルクを測定した。

- [0090] 前者の条件(図19(c)参照)の場合、実測した生体信号aから得られたトルクの先端部に、神経伝達信号bに対応する所定の倍率のパルス電流を重畳したトルクが得られた。膝の回転角 $\theta$ の変化開始は、生体信号aの検出から0.2秒後であった。これに対して、後者の条件(図20(c)参照)の場合、生体信号aの波形のままのトルクが得られた。このトルクの立ち上がりは緩やかであるので、膝の回転角 $\theta$ の変化開始まで生体信号aの検出から0.3秒かかった。これらの結果から、神経伝達信号bをトリガー信号として用いて、所定の幅のパルス電流(矩形波)を生体信号aの先端部に生成することにより、アクチュエータ201bの駆動開始を素早くできることが分かる。

#### 実施例2

この実施例は第二の実施形態の効果を示すためのものである。図21(a)ー(e)は、装着者が椅子に座った状態から立ち上がる動作を、自律的制御および随意的制御の組合せにより動力付与する場合を示した実験結果である。図21(c)は自律的制御による指令信号d1に応じた膝アクチュエータのトルクを示し、図21(d)は随意的制御による指令信号d2に応じた膝アクチュエータのトルクを示し、図21(e)は自律的制御による指令信号d1と随意的制御による指令信号d2とを合成した総指令信号d3に応じた膝アクチュエータのトルクを示す。なお、図21(a)はフェーズ番号を示し、図21(b)は膝の回転角 $\theta$ を示す。

- [0091] また図22(a)ー(e)は、装着者が椅子に座った状態から立ち上がり動作を途中まで行った後に、座り込んだ際に、自律的制御および随意的制御の組合せにより動力付与する場合を示した実験結果である。なお、図22(a)はフェーズ番号を示し、図22(b)は膝の回転角 $\theta$ を示す。

- [0092] 図22(e)のグラフから明らかなように、実際の膝アクチュエータのトルクはフェーズ2の立ち上がりで急激に増大し、フェーズ3の立ち下がりで急激に低下した。椅子からの立ち上がりに対応するフェーズ2の先端で、トルクが急激に増大したため、膝アクチ

ュエータは装着者の意思に遅れなく回動を開始し、装着者は十分にパワーアシスト感を持つとともに、違和感なく立ち上がり動作をすることができた。またフェーズ3の立ち下がりでは、自律的制御によるトルクが速やかに0になることにより、装着者を不用意に押し出そうとするトルクを装着者に付与する事態を防止し、装着者に与える違和感を抑えることができる。その結果、フェーズ1〜4の全工程において、装着者は十分なパワーアシスト感を持って、違和感なくスムーズに動作を行うことができた。

[0093] これに対して、図21(d)に示す随意的制御による指令信号dに応じたトルクでは、立ち上がりが不十分であるので、膝アクチュエータの始動を違和感のない程度に素早くすることができない。また図21(c)

に示す自律的制御による指令信号dに応じたトルク、つまり一定量のトルクでは、動作の過程で変化するトルクと異なるので、やはり、違和感のないスムーズな一連の動作を行うことができない。すなわち、上述した随意的制御および自律的制御の組合せによってのみ、素早い始動と装着者の動作にマッチしたトルクの両方が得られることが分かる。

[0094] 一方、立ち上がりかけた後直ぐに座り込んだ場合には、図22(e)のグラフから明らかに、椅子からの立ち上がりに対応するフェーズ2の先端で、トルクが急激に増大したため、膝アクチュエータは装着者の意思に遅れなく回動を開始し、装着者は十分にパワーアシスト感を持つとともに、違和感なく立ち上がり動作をすることができた。またフェーズ3の途中においては、生体信号aの生成が抑制されるため、随意的制御によるトルクが減少し、自律的制御による立ち上がる方向のトルクが付加されても、その影響は相殺され、全体のトルクは椅子に座る動作の際に違和感となるほどには大きくなかった。この結果、動作(タスク)を急に変更しても、装着者は十分なパワーアシスト感を持って、違和感なくスムーズに動作を行うことができた。

[0095] これに対して、図22(d)に示す随意的制御による指令信号dに応じたトルクでは、立ち上がりが不十分であるので、膝アクチュエータの始動を違和感のない程度に素早くすることができない。また図22(c)

に示す自律的制御による指令信号dに応じたトルクでは、フェーズ3からフェーズ1に急に変化する際に、一定のトルクが動作を妨げる方向に作用し、違和感がある。この

ように、急に一連の動作でない動作をする場合でも、上述した随意的制御および自律的制御の組合せにより、違和感を抑えられることが分かる。

[0096] 本発明を上記実施形態および実施例により詳細に説明したが、本発明はそれらに限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内で種々の変更を施すことができる。

### 請求の範囲

- [1] 装着者の動作を補助あるいは代行する装着式動作補助装置であって、  
前記装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具と、  
前記装着者の生体信号を検出する生体信号センサと、  
前記装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋  
電位信号を、前記生体信号センサにより検出された生体信号から取得する生体信号  
処理手段と、  
前記生体信号処理手段により取得された神経伝達信号および筋電位信号を用い、  
前記装着者の意思に従った動力を前記アクチュエータに発生させるための指令信号  
を生成する随意的制御手段と、  
前記随意的制御手段により生成された指令信号に基づいて、前記神経伝達信号  
に応じた電流および前記筋電位信号に応じた電流をそれぞれ生成し、前記アクチュ  
エータに供給する駆動電流生成手段とを備えることを特徴とする装着式動作補助装  
置。
- [2] 請求項1に記載の装着式動作補助装置において、  
前記装着者の動作に関する物理量を検出する物理量センサを備えることを特徴と  
する装着式動作補助装置。
- [3] 請求項1に記載の装着式動作補助装置において、  
前記生体信号処理手段は、前記生体信号を増幅する手段と、前記生体信号から  
前記神経伝達信号を抽出する第一のフィルタと、前記生体信号から前記筋電位信号  
を抽出する第二のフィルタとを有することを特徴とする装着式動作補助装置。
- [4] 請求項1に記載の装着式動作補助装置において、  
前記駆動電流生成手段は、前記神経伝達信号に応じて生成したパルス電流と前  
記筋電位信号に実質的に比例するように生成した電流との総電流を前記アクチュ  
エータに供給するとともに、前記パルス電流の供給により前記アクチュエータの動作を  
開始させることを特徴とする装着式動作補助装置。
- [5] 請求項4に記載の装着式動作補助装置において、  
前記駆動電流生成手段は、前記アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、



前記アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、前記パルス電流あるいは前記総電流を生成することを特徴とする装着式動作補助装置。

- [6] 請求項2に記載の装着式動作補助装置において、
- タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータと、前記アクチュエータによる動力付与率(パワーアシスト率)とを所要の対応関係となるように格納したデータベースを備え、
- 前記随意的制御手段は、前記物理量センサにより検出された物理量と前記データベースに格納された基準パラメータとを比較することにより、前記装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じたパワーアシスト率を前記対応関係に基づいて規定し、このパワーアシスト率となる動力を前記アクチュエータに発生させるための指令信号を生成することを特徴とする装着式動作補助装置。
- [7] 請求項1に記載の装着式動作補助装置において、
- 前記駆動電流生成手段は、前記装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向に前記アクチュエータを駆動するための電流を所定の時間だけ供給した後に、前記動作の方向に前記アクチュエータを駆動するための電流を供給することを特徴とする装着式動作補助装置。
- [8] 装着者の動作を補助あるいは代行する装着式動作補助装置であって、
- 前記装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具と、
- 前記装着者の生体信号を検出する生体信号センサと、
- 前記装着者の動作に関する物理量を検出する物理量センサと、
- 前記生体信号センサにより検出された生体信号を用い、前記装着者の意思に従った動力を前記アクチュエータに発生させるための指令信号を生成する随意的制御手段と、
- タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータを格納したデータベースと、
- 前記物理量センサにより検出された物理量と前記データベースに格納された基準パラメータとを比較することにより、前記装着者のタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じた動力を前記アクチュエータに発生させるための指令信号を生成する自

律的制御手段と、

前記随意的制御手段からの指令信号および前記自律的制御手段からの指令信号を合成する信号合成手段と、

前記信号合成手段により合成された総指令信号に応じた総電流を生成し、前記アクチュエータに供給する駆動電流生成手段とを備えることを特徴とする装着式動作補助装置。

[9] 請求項8に記載の装着式動作補助装置において、

前記データベースは、前記随意的制御手段からの指令信号と前記自律的制御手段からの指令信号との比(ハイブリッド比)を、前記フェーズの基準パラメータと所要の対応関係となるように格納し、

前記信号合成手段は、前記自律的制御手段により推定されたタスクのフェーズに応じ、前記対応関係に基づいて規定されるハイブリッド比となるように、前記随意的制御手段からの指令信号および前記自律的制御手段からの指令信号を合成することを特徴とする装着式動作補助装置。

[10] 請求項8に記載の装着式動作補助装置において、

前記装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋電位信号を、前記生体信号センサにより検出された生体信号から取得する生体信号処理手段を備え、

前記駆動電流生成手段は、前記生体信号処理手段により取得された神経伝達信号に応じて生成したパルス電流の供給により、前記アクチュエータの動作を開始させることを特徴とする装着式動作補助装置。

[11] 請求項10に記載の装着式動作補助装置において、

前記駆動電流生成手段は、前記アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、前記アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、前記パルス電流あるいは前記総電流を生成することを特徴とする装着式動作補助装置。

[12] 請求項8に記載の装着式動作補助装置において、

前記データベースは、前記フェーズの各々の基準パラメータと前記アクチュエータによる動力付与率(パワーアシスト率)とを所要の対応関係となるように格納し、

前記信号合成手段は、前記自律的制御手段により推定されたタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率を前記対応関係に基づいて規定し、このパワーアシスト率となるように前記随意的制御手段からの指令信号および前記自律的制御手段からの指令信号を合成することを特徴とする装着式動作補助装置。

[13] 請求項8に記載の装着式動作補助装置において、

前記駆動電流生成手段は、前記装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向に前記アクチュエータを駆動するための電流を所定の時間だけ供給した後に、前記動作の方向に前記アクチュエータを駆動するための電流を供給することを特徴とする装着式動作補助装置。

[14] 装着者の動作を補助あるいは代行する装着式動作補助装置を制御する方法であって、

前記装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具が前記装着者に装着された状態において、

前記装着者の生体信号を検出し、

検出した生体信号から、前記装着者の筋骨格系を動作させるための神経伝達信号および筋活動に伴う筋電位信号を取得し、

取得した神経伝達信号および筋電位信号を用い、前記装着者の意思に従った動力を前記アクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成し、

生成した随意的指令信号に基づいて、前記神経伝達信号に応じた電流および前記筋電位信号に応じた電流を前記アクチュエータにそれぞれ供給することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。

[15] 請求項14に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、

前記神経伝達信号に応じて生成したパルス電流と前記筋電位信号に実質的に比例するように生成した電流との総電流を前記アクチュエータに供給するとともに、前記パルス電流の供給により前記アクチュエータの動作を開始させることを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。

[16] 請求項15に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、

前記アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、前記アクチュエータを駆動可

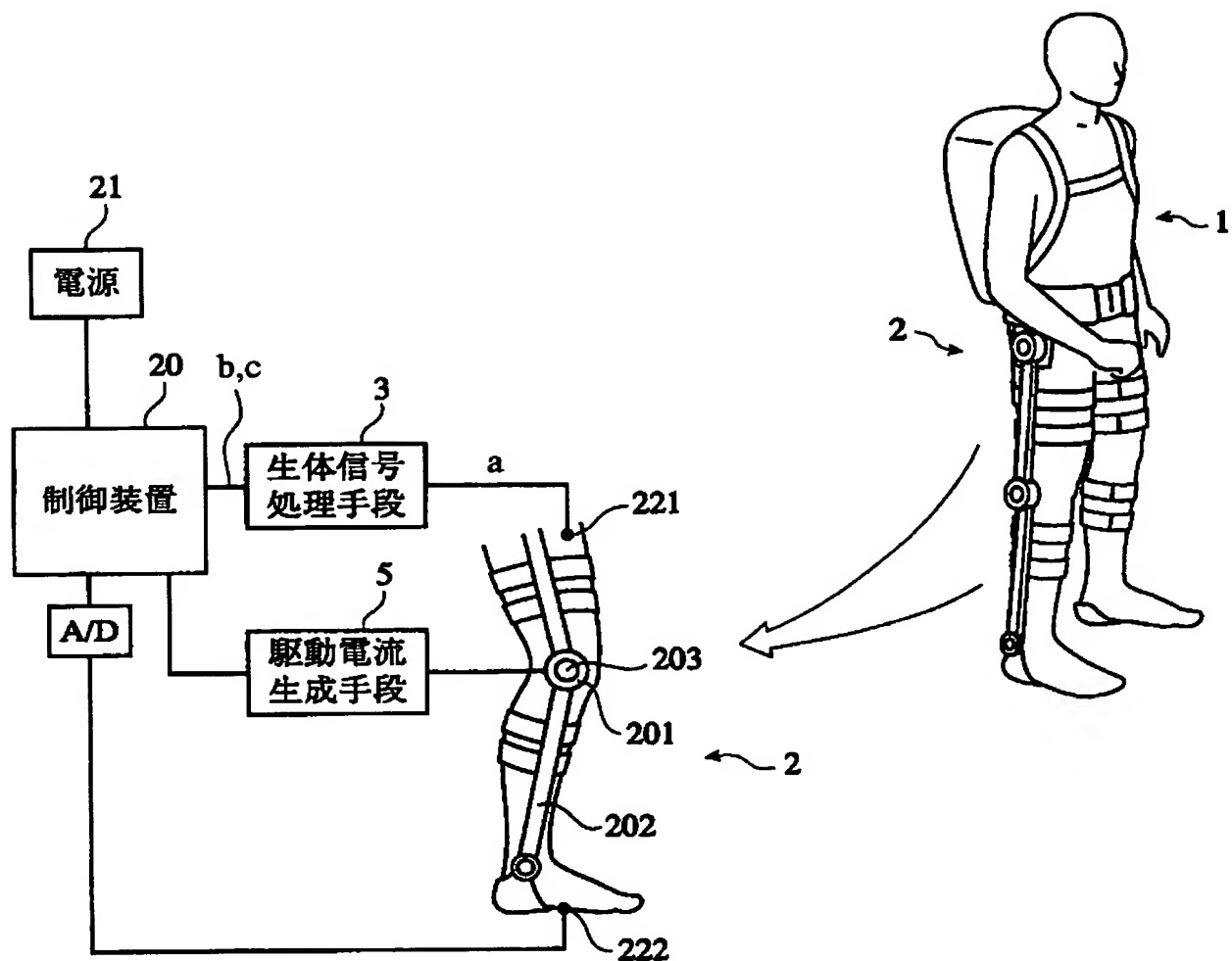
能な電流の下限值よりも大きくなるように、前記パルス電流に応じた電流あるいは総電流を供給することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。

- [17] 請求項14に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、  
さらに前記装着者の動作に関する物理量を検出し、検出した物理量とタスクとして分類した装着者の各動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータとを比較することにより、前記装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定するとともに、このフェーズに応じた所要の動力付与率(パワーアシスト率)となる動力を前記アクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成し、この随意的指令信号に応じた電流を生成し、前記アクチュエータに供給することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。
- [18] 請求項14に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、  
前記装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向に前記アクチュエータを駆動させるための電流を所定の時間だけ供給した後に、前記動作の方向に前記アクチュエータを駆動させるための電流を供給することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。
- [19] 装着者の動作を補助あるいは代行する装着式動作補助装置を制御する方法であって、  
前記装着者に対して動力を付与するアクチュエータを有した動作補助装着具が前記装着者に装着された状態において、  
前記装着者の生体信号および前記装着者の動作に関する物理量をそれぞれ検出し、  
検出した生体信号を用いて、前記装着者の意思に従った動力を前記アクチュエータに発生させるための随意的指令信号を生成し、  
検出した物理量とタスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位(フェーズ)の各々の基準パラメータとを比較することにより、前記装着者が行おうとしているタスクのフェーズを推定し、このフェーズに応じた動力を前記アクチュエータに発生させるための自律的指令信号を生成し、  
これら生成した随意的指令信号および自律的指令信号を合成し、

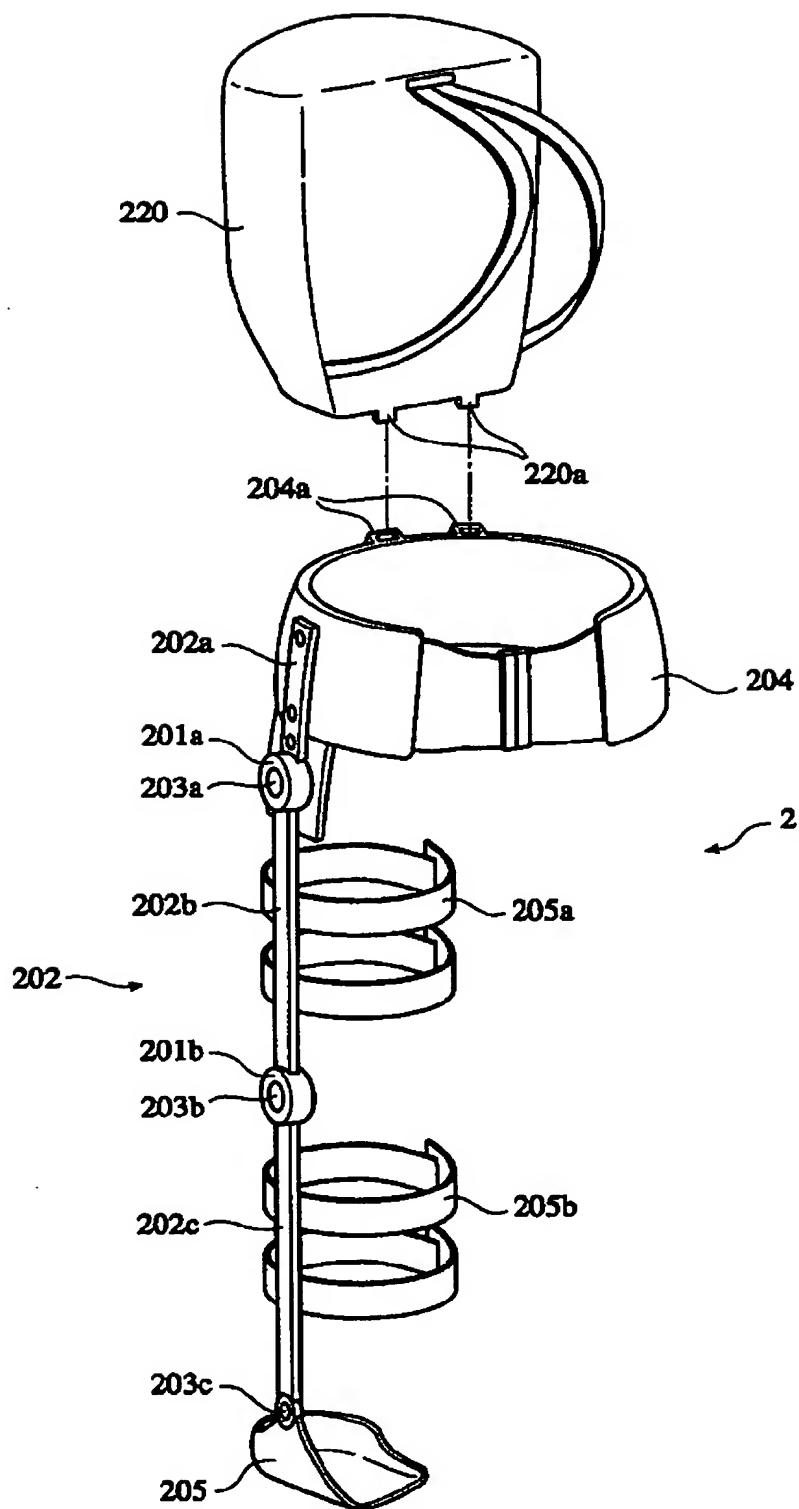
合成した総指令信号に応じた電流を生成し、前記アクチュエータに供給することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。

- [20] 請求項19に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、  
前記随意的指令信号と前記自律的指令信号との比(ハイブリッド比)を、前記フェーズの各々の基準パラメータと所要の対応関係となるように予め設定しておき、前記推定したタスクのフェーズに応じたハイブリッド比を前記対応関係に基づいて規定し、このハイブリッド比となるように前記総指令信号を合成することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。
- [21] 請求項20に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、  
前記アクチュエータへの電流の供給を開始する際に、前記アクチュエータを駆動可能な電流の下限值よりも大きくなるように、前記パルス電流あるいは前記総電流を供給することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。
- [22] 請求項19に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、  
前記装着者に付与する動力の比率(パワーアシスト率)を前記フェーズの各々の基準パラメータと所要の対応関係となるように予め設定しておき、前記推定したタスクのフェーズに応じたパワーアシスト率を前記対応関係に基づいて規定し、このパワーアシスト率となるように前記総指令信号を合成することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。
- [23] 請求項19に記載の装着式動作補助装置の制御方法において、  
前記装着者が反射神経によって動作する場合に、当該動作の反対方向に前記アクチュエータを駆動するための駆動電流を所定の時間だけ生成した後に、前記動作の方向に前記アクチュエータを駆動することを特徴とする装着式動作補助装置の制御方法。
- [24] 前記請求項14に記載された制御方法を、装着式動作補助装置を制御するためのコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。
- [25] 前記請求項19に記載された制御方法を、装着式動作補助装置を制御するためのコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

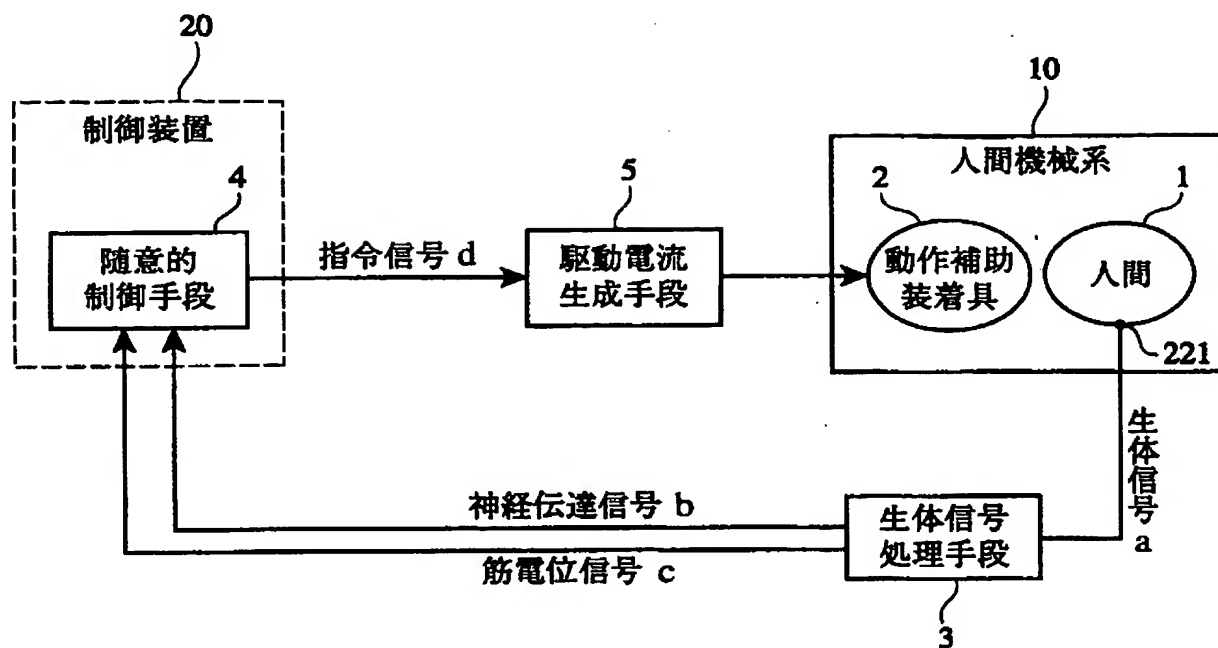
[図1]



[図2]

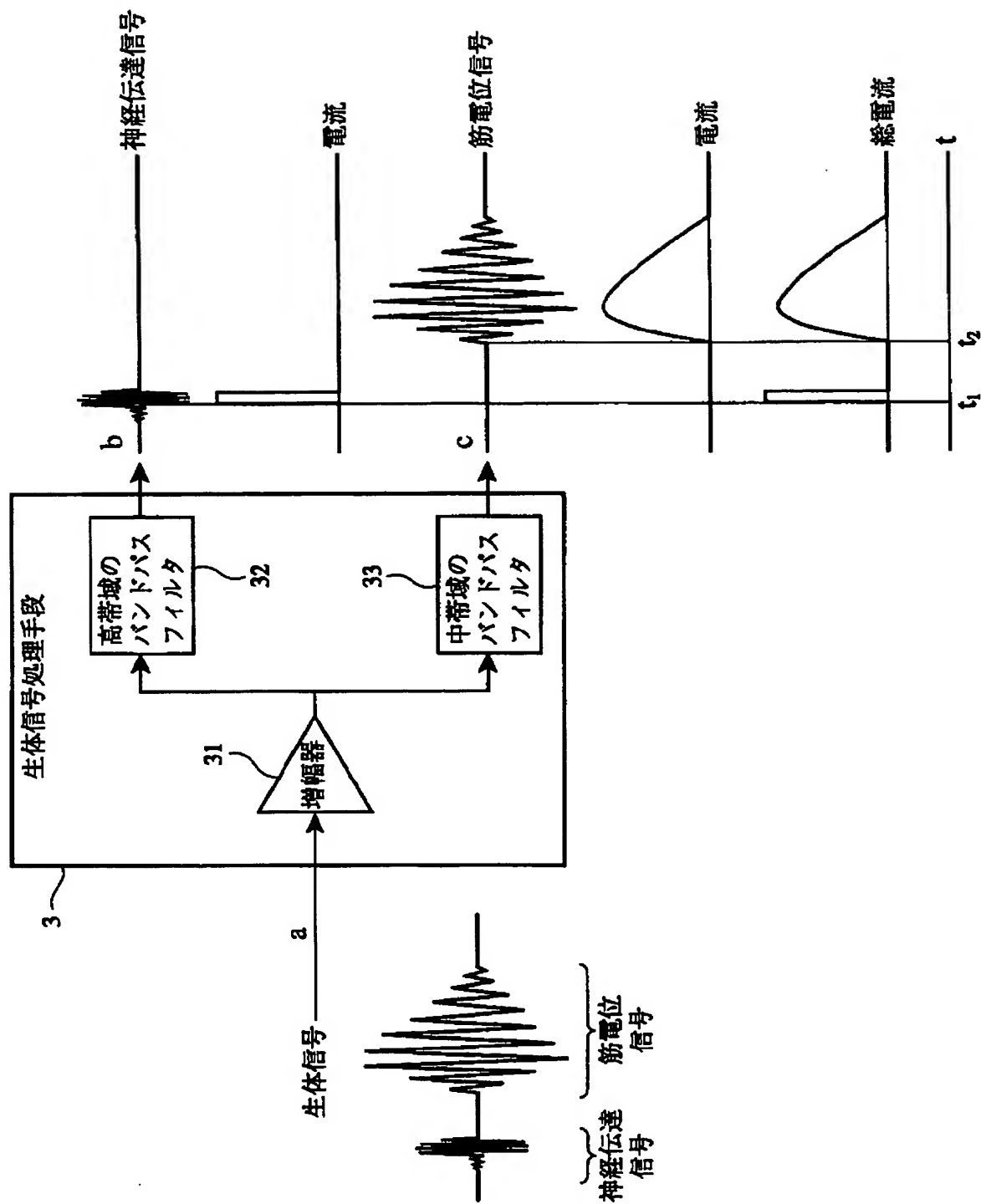


[図3]

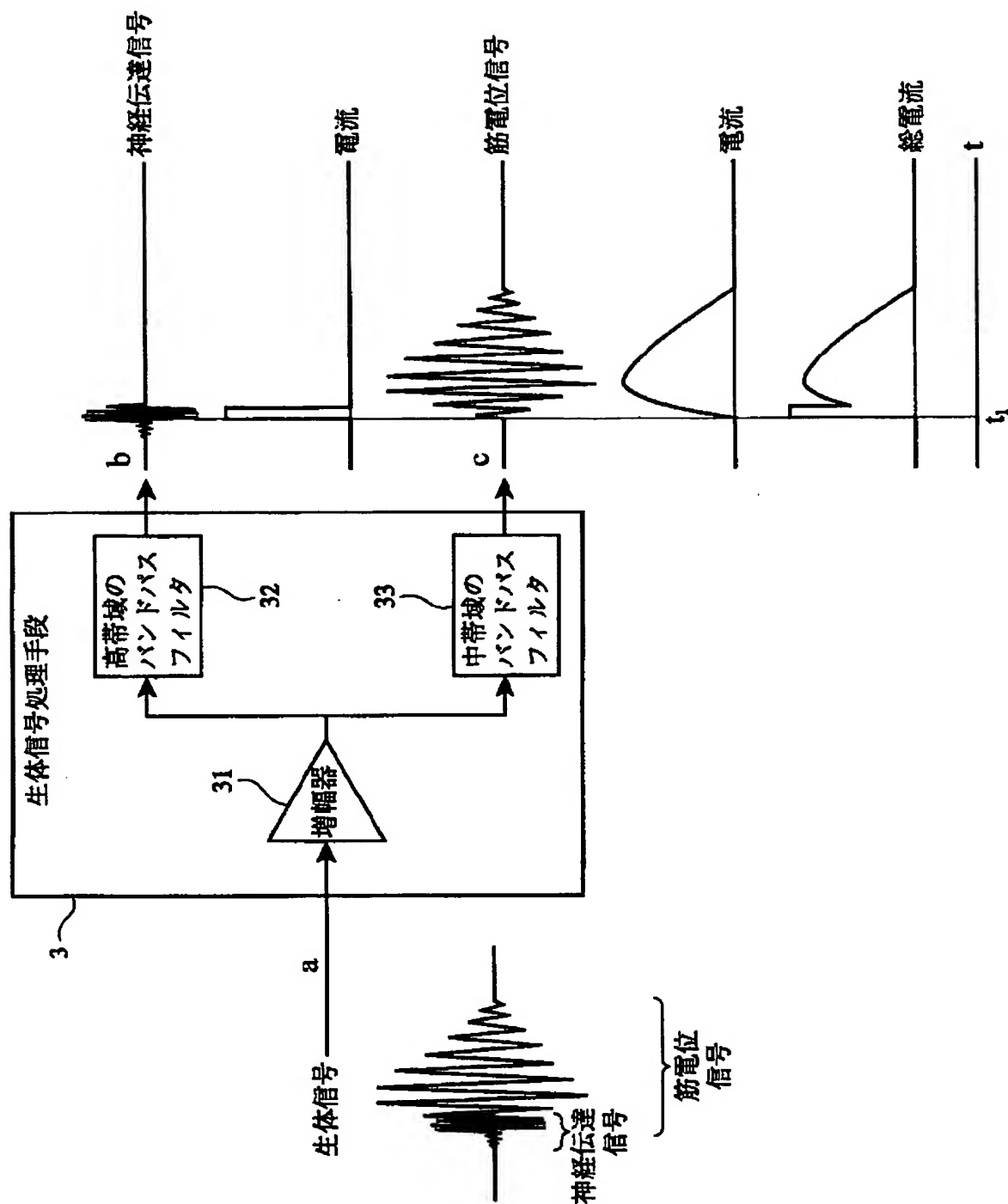




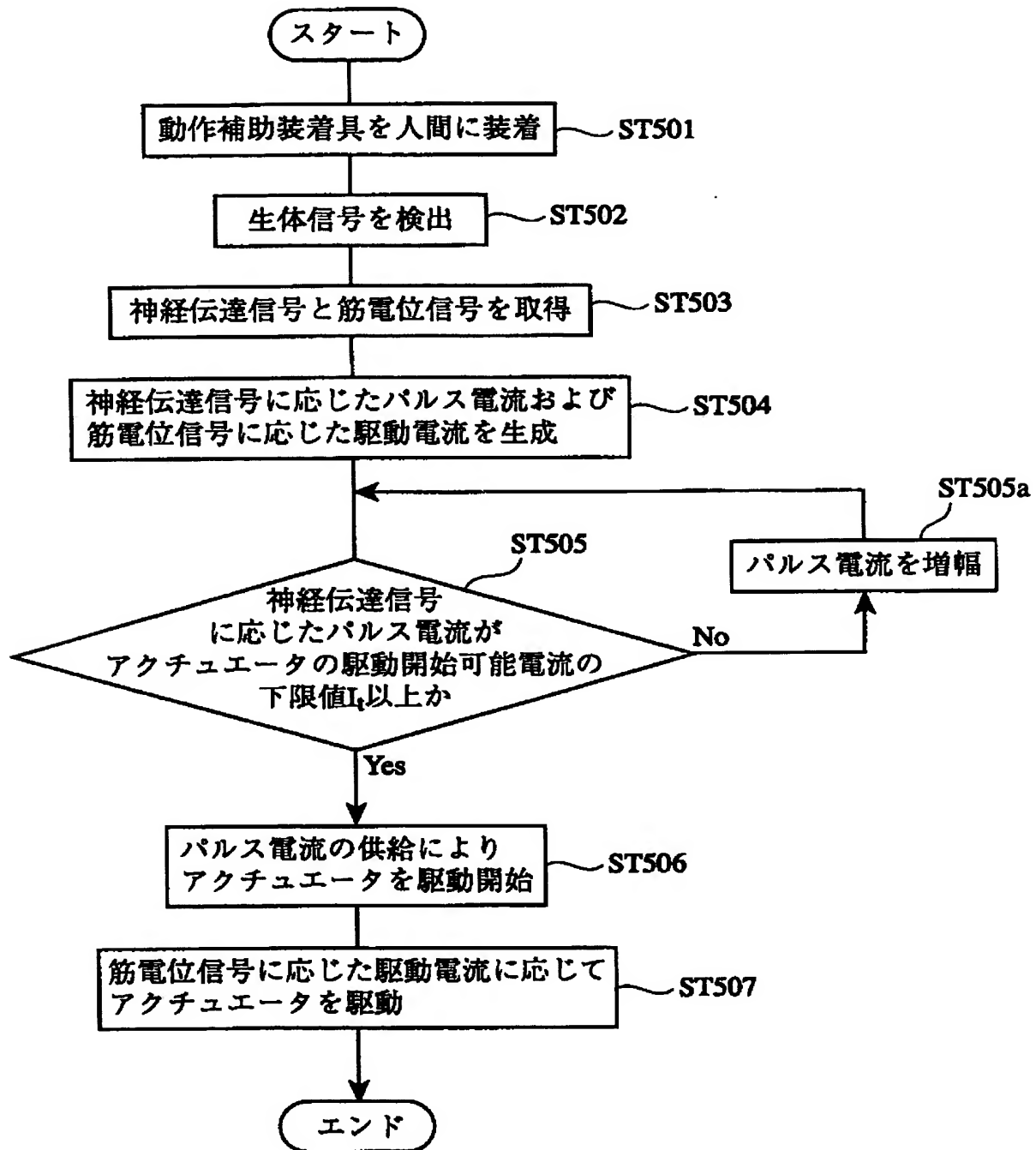
[図4]



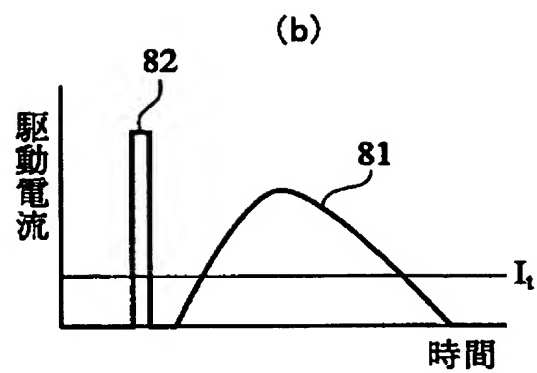
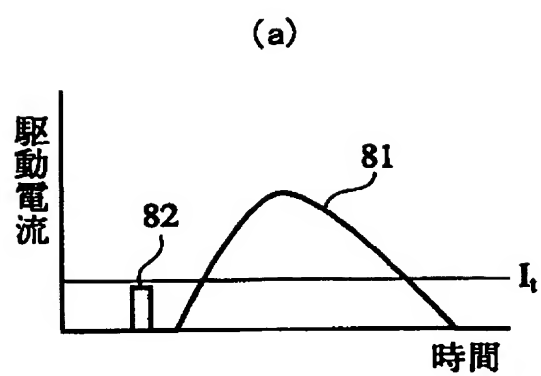
[図5]



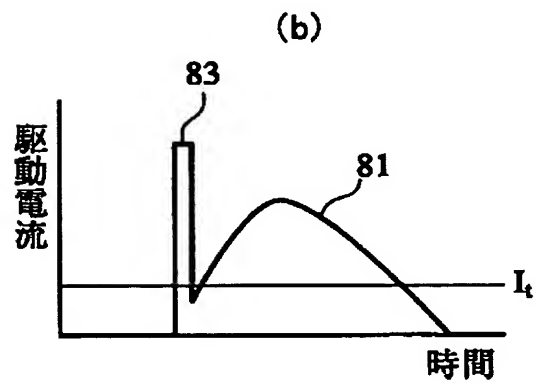
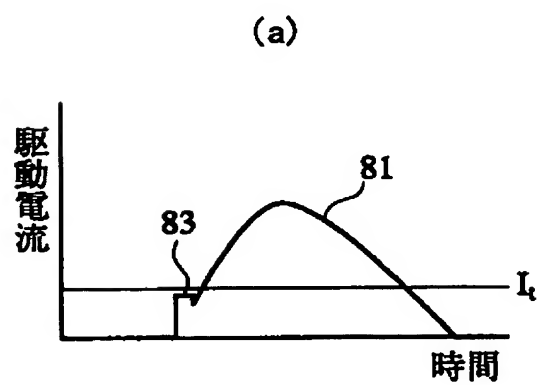
[図6]



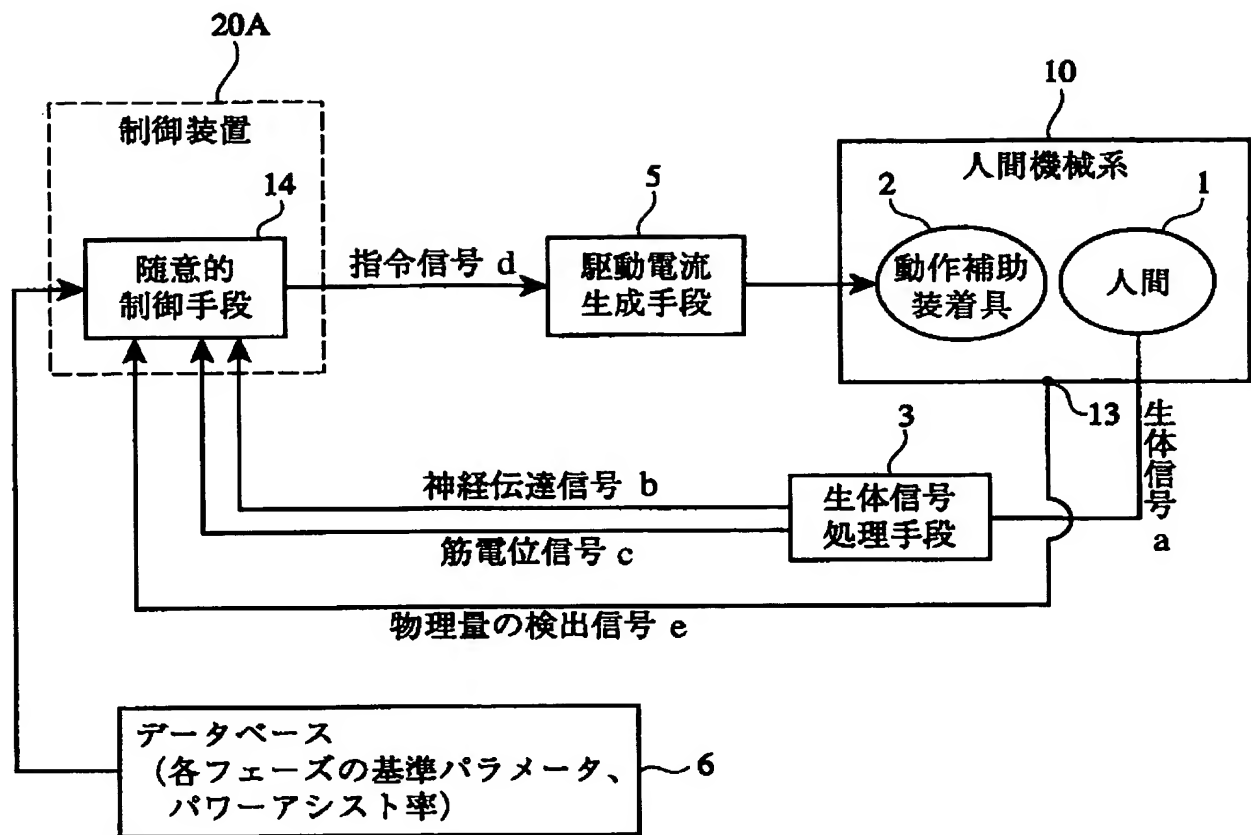
[図7]



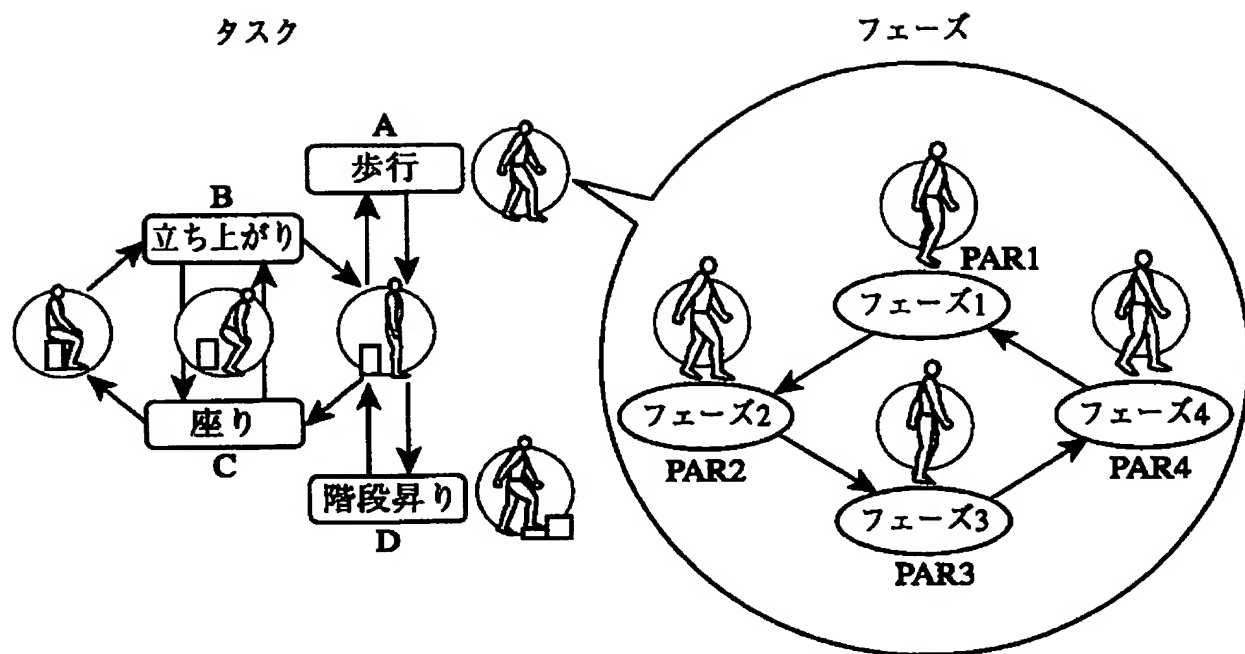
[図8]



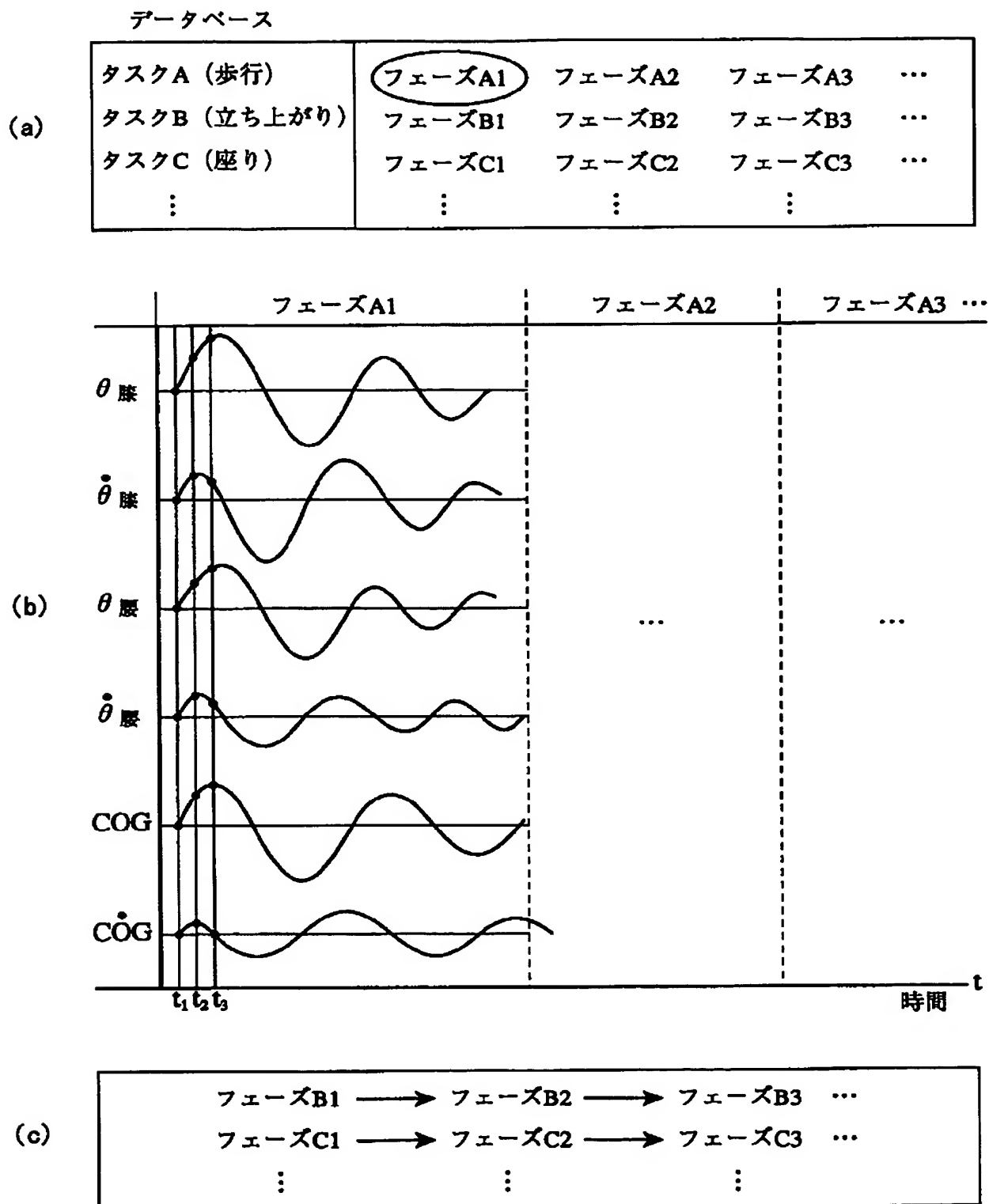
[図9]



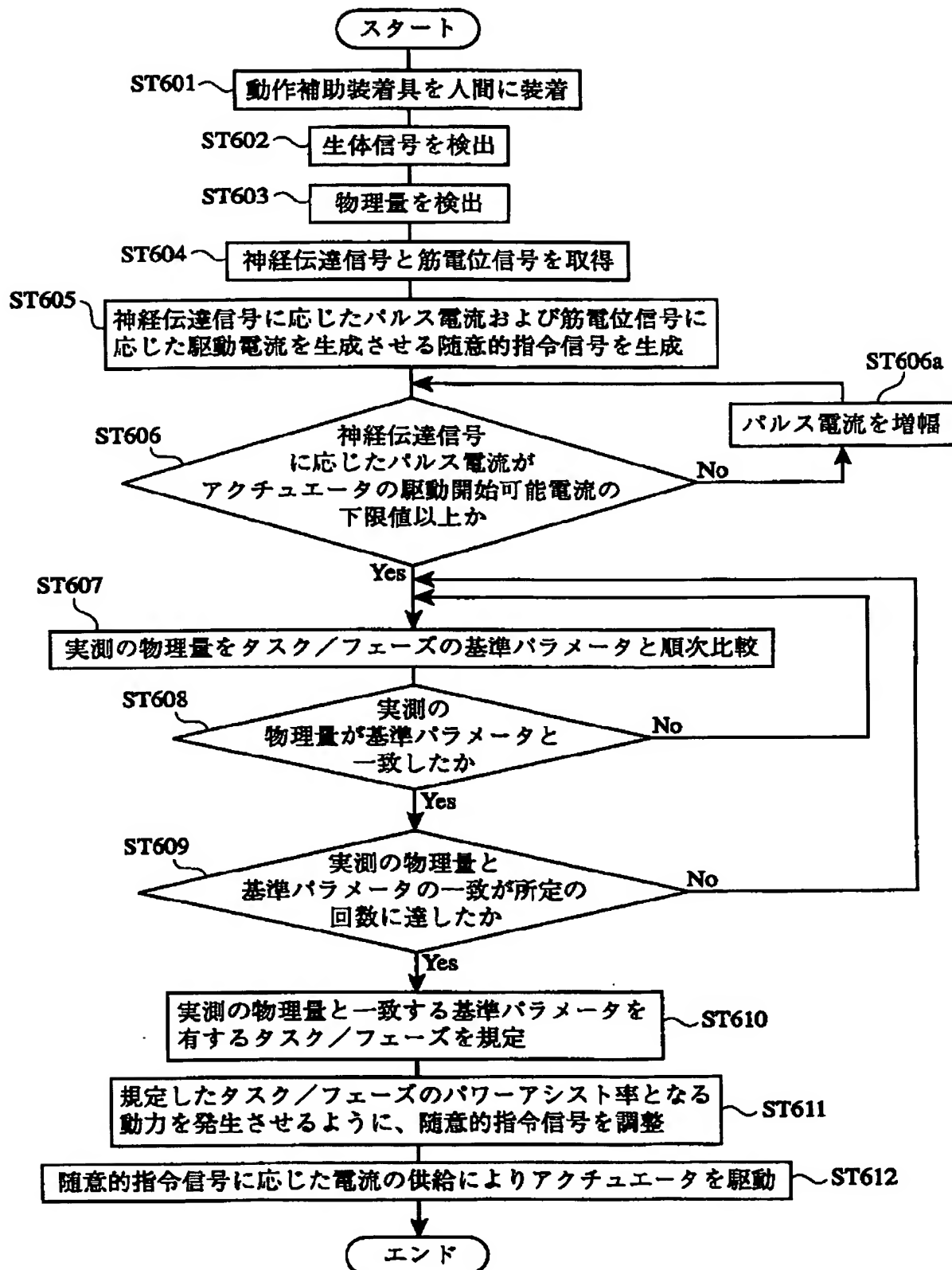
[図10]



[図11]

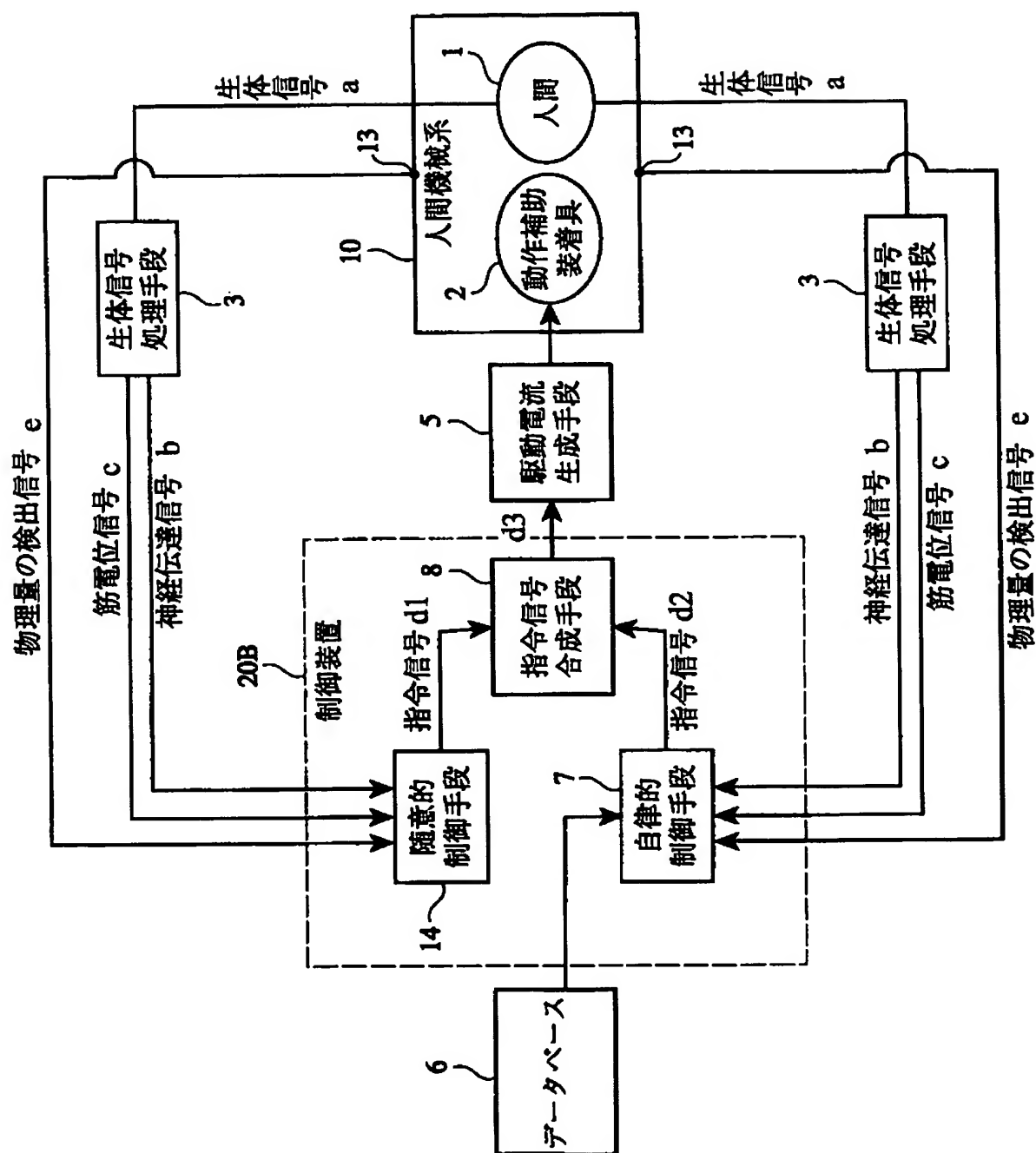


[図12]

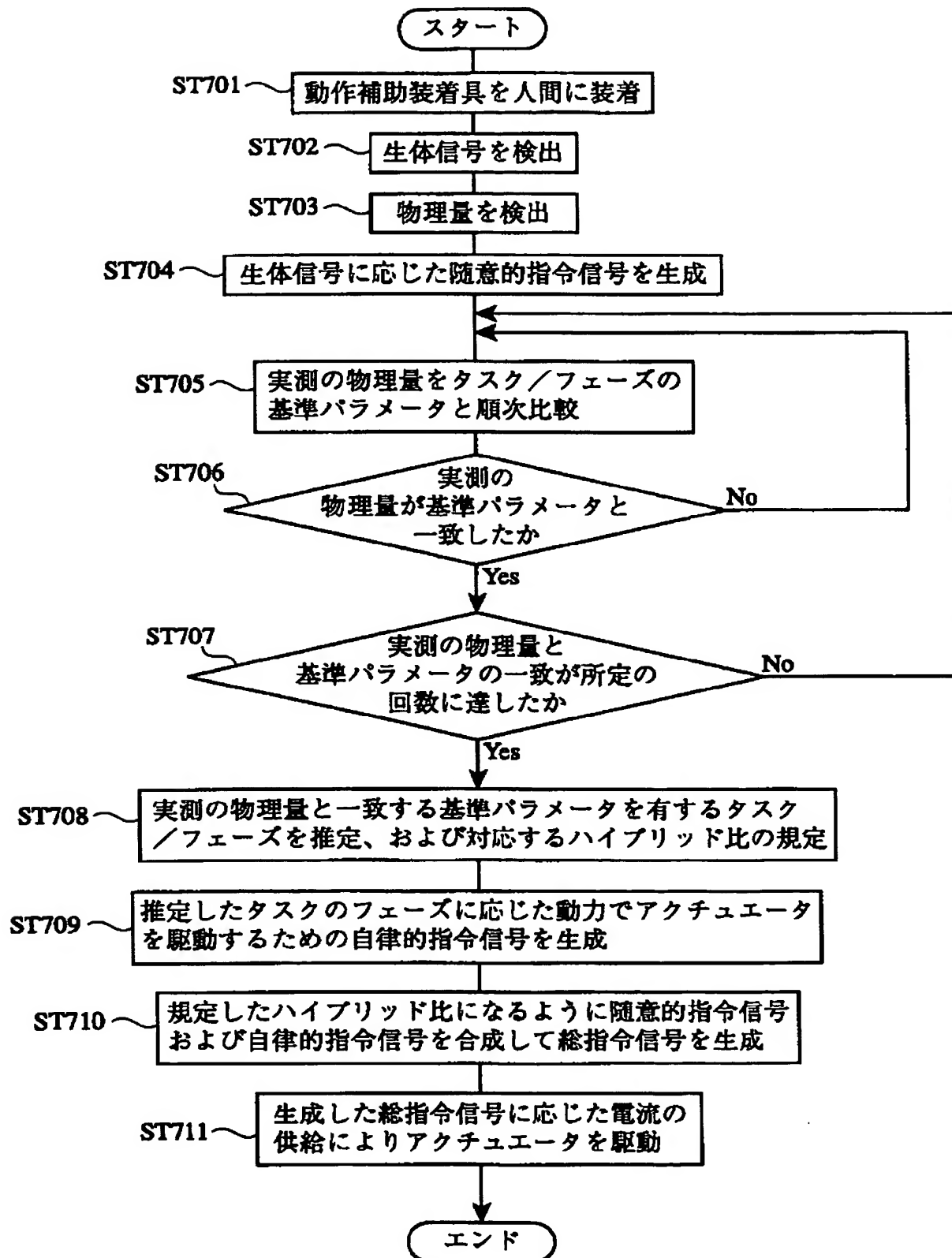




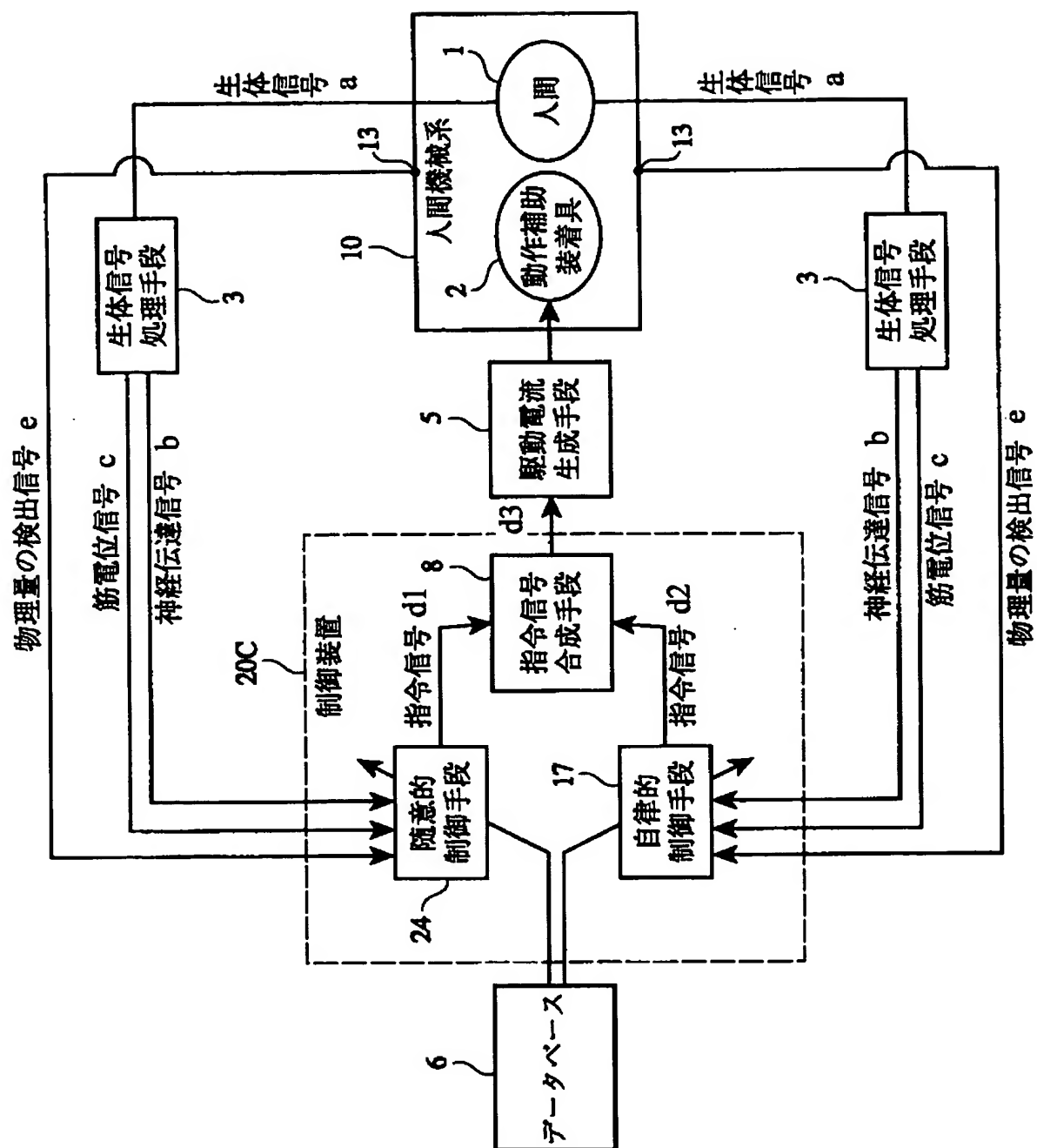
[図13]



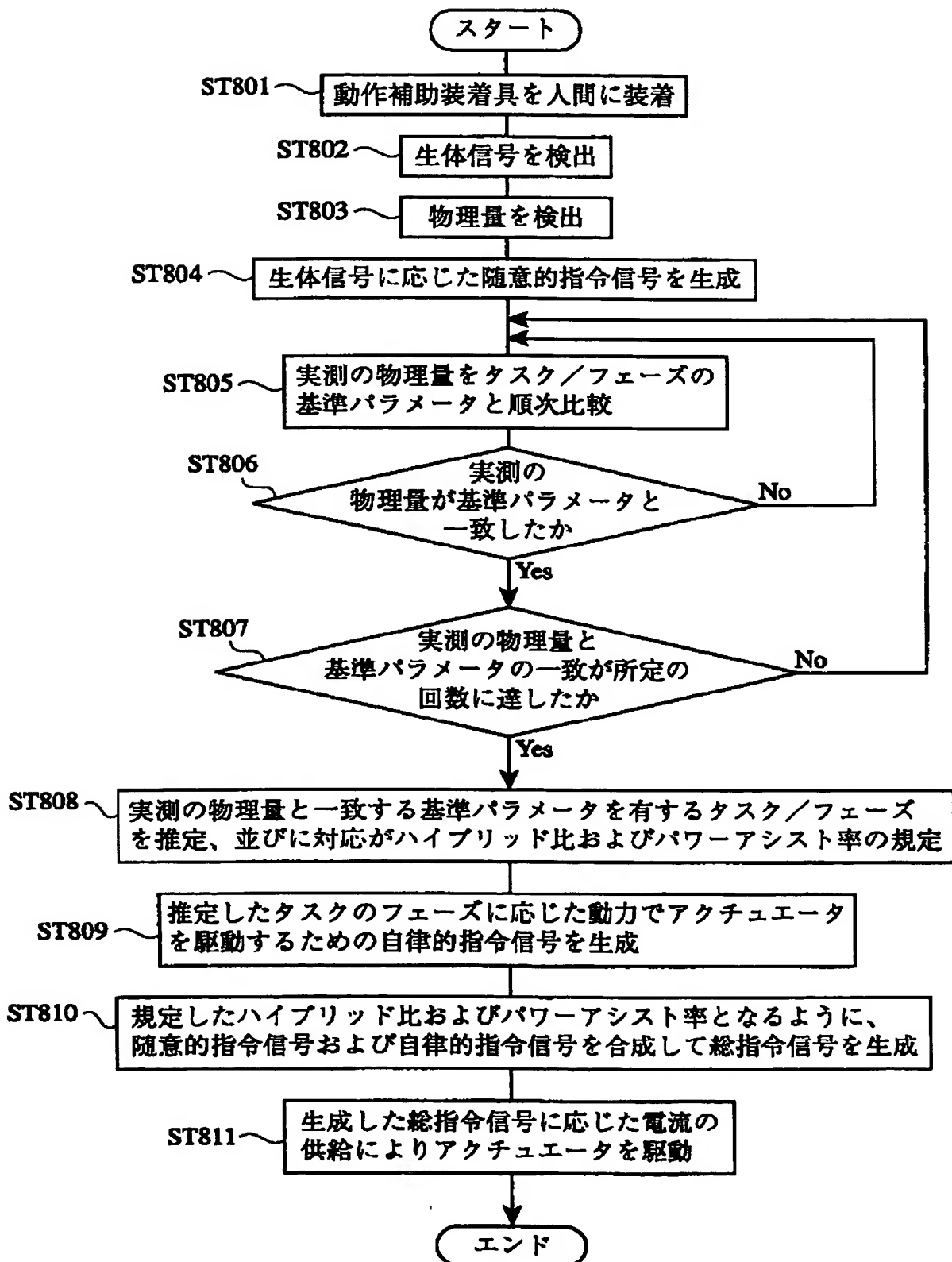
[図14]



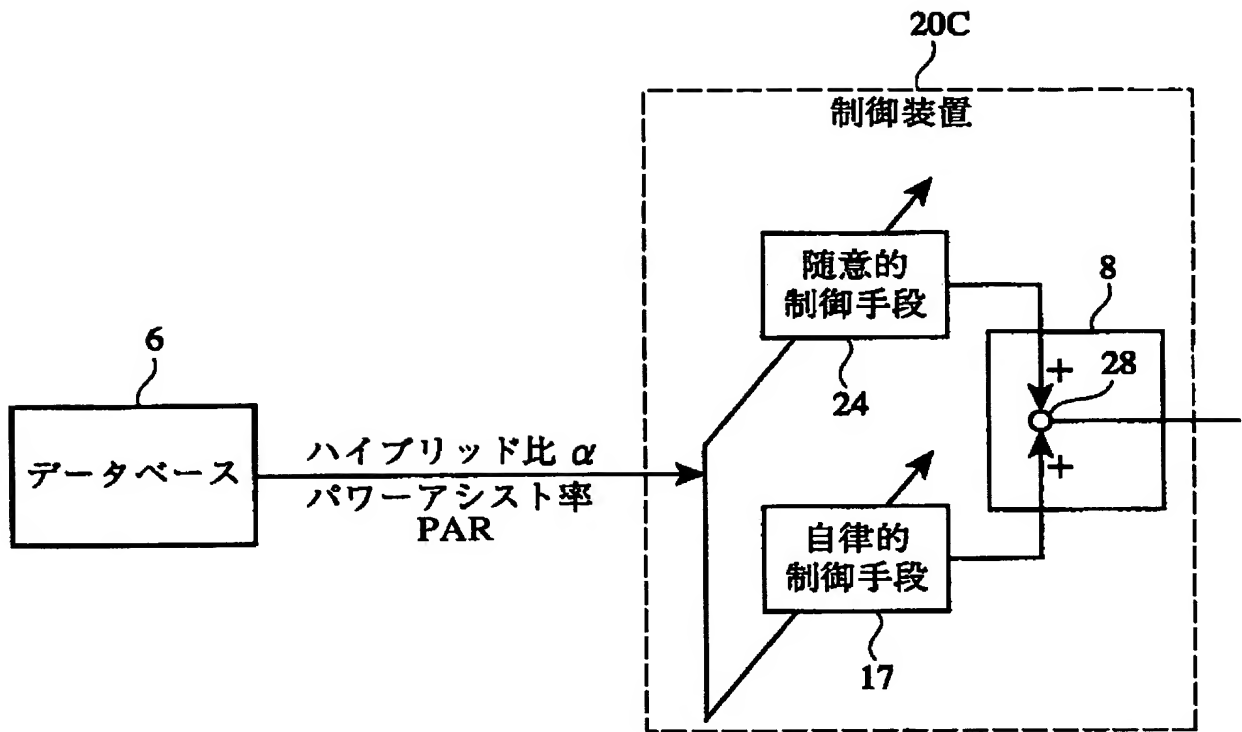
[図15]



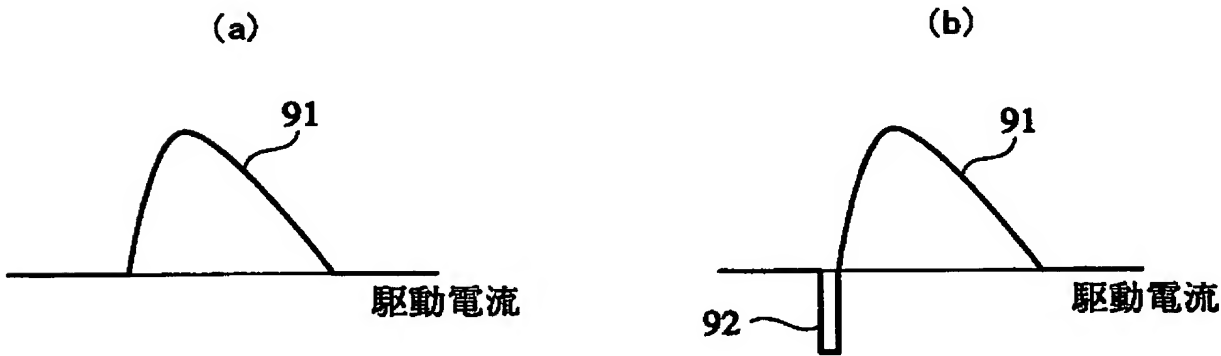
[図16]



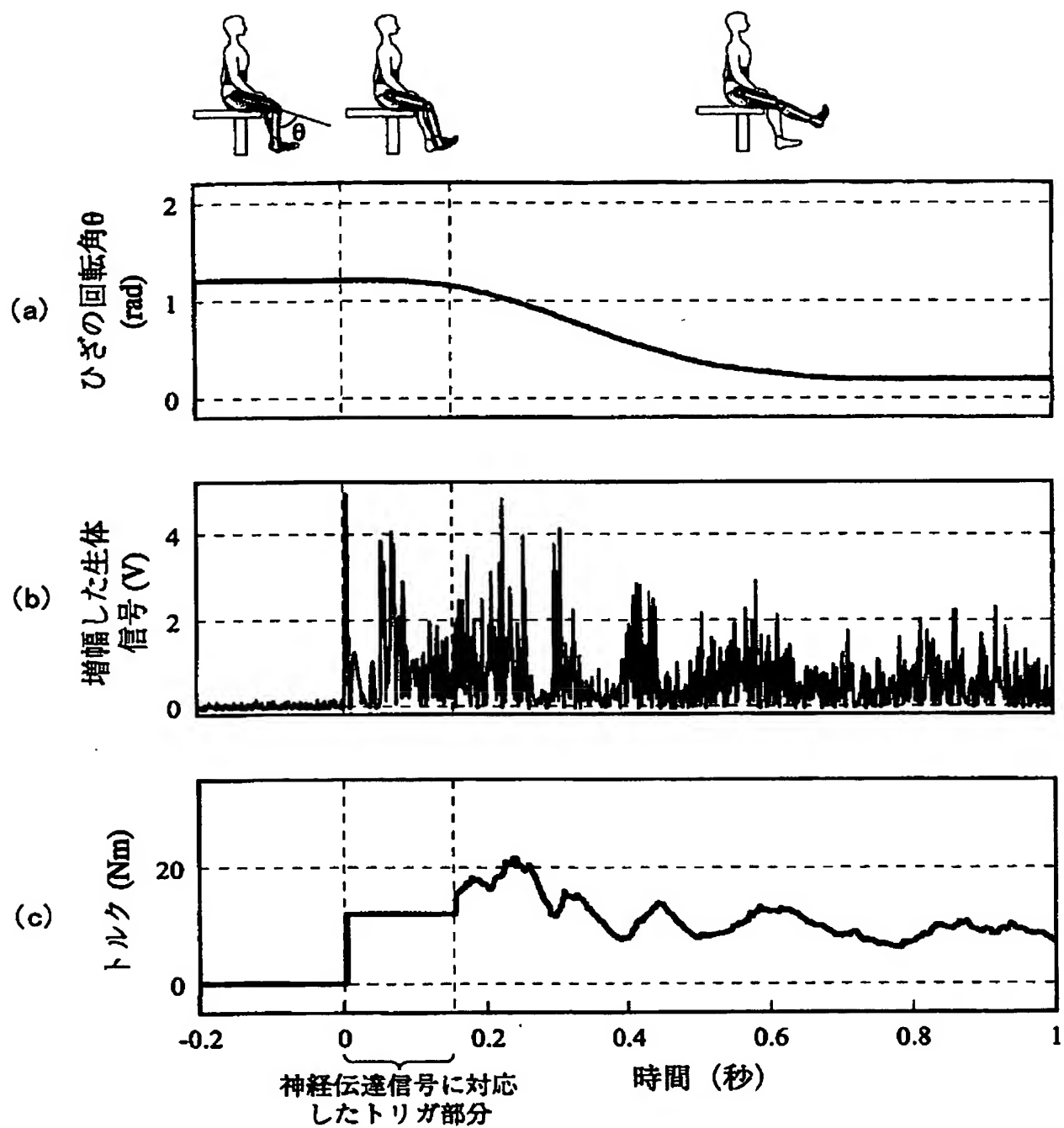
[図17]



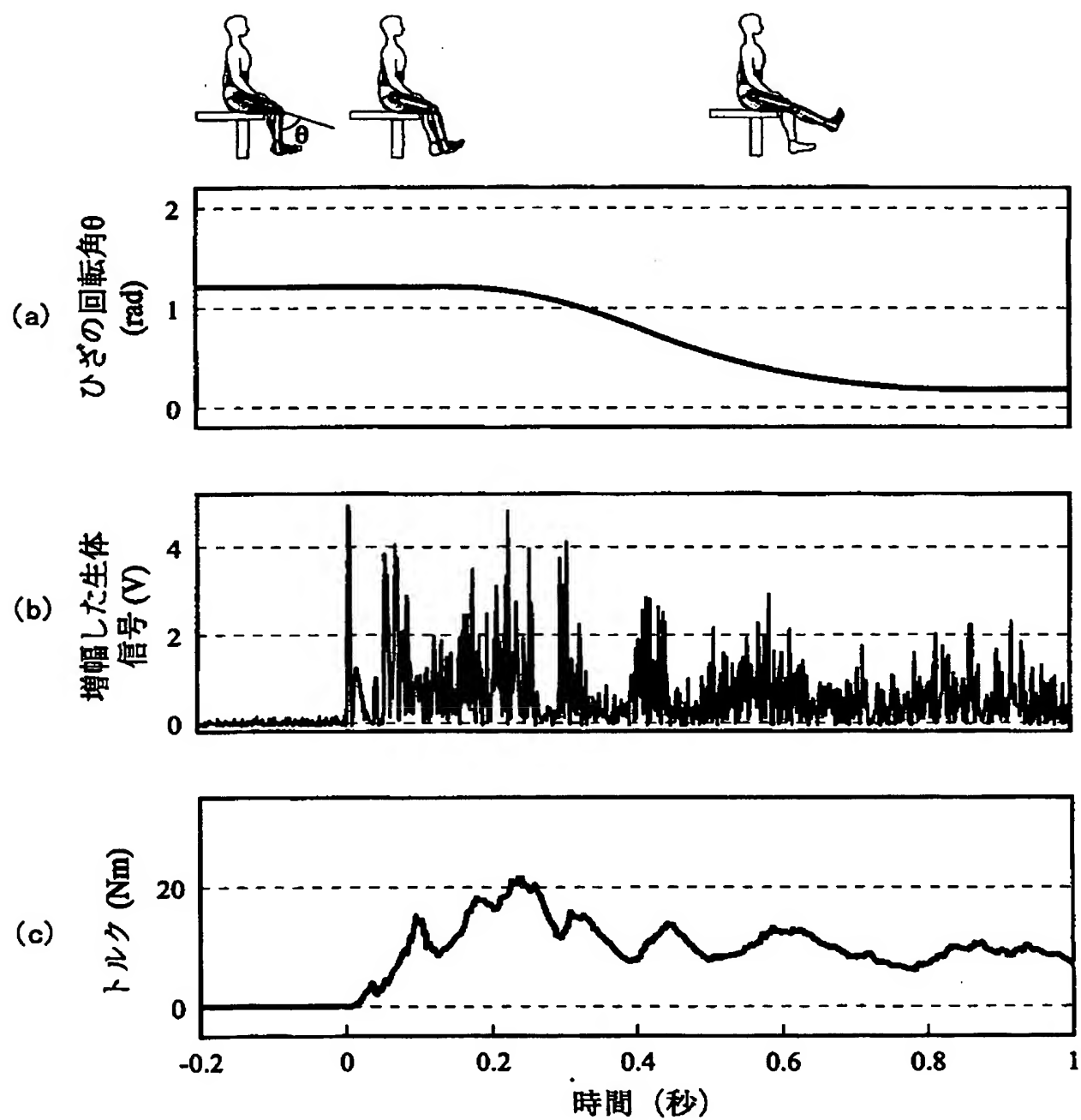
[図18]



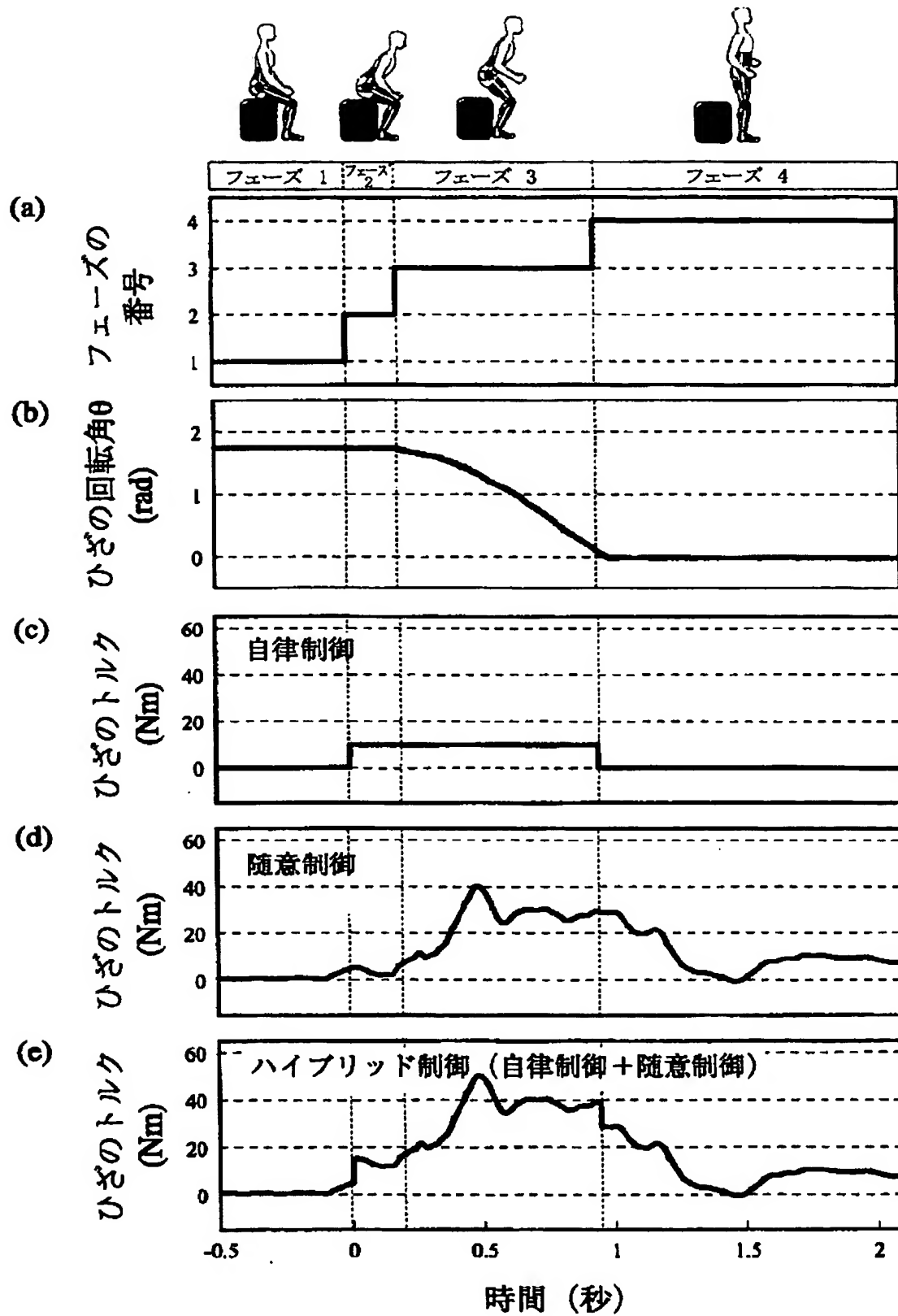
[図19]



[図20]

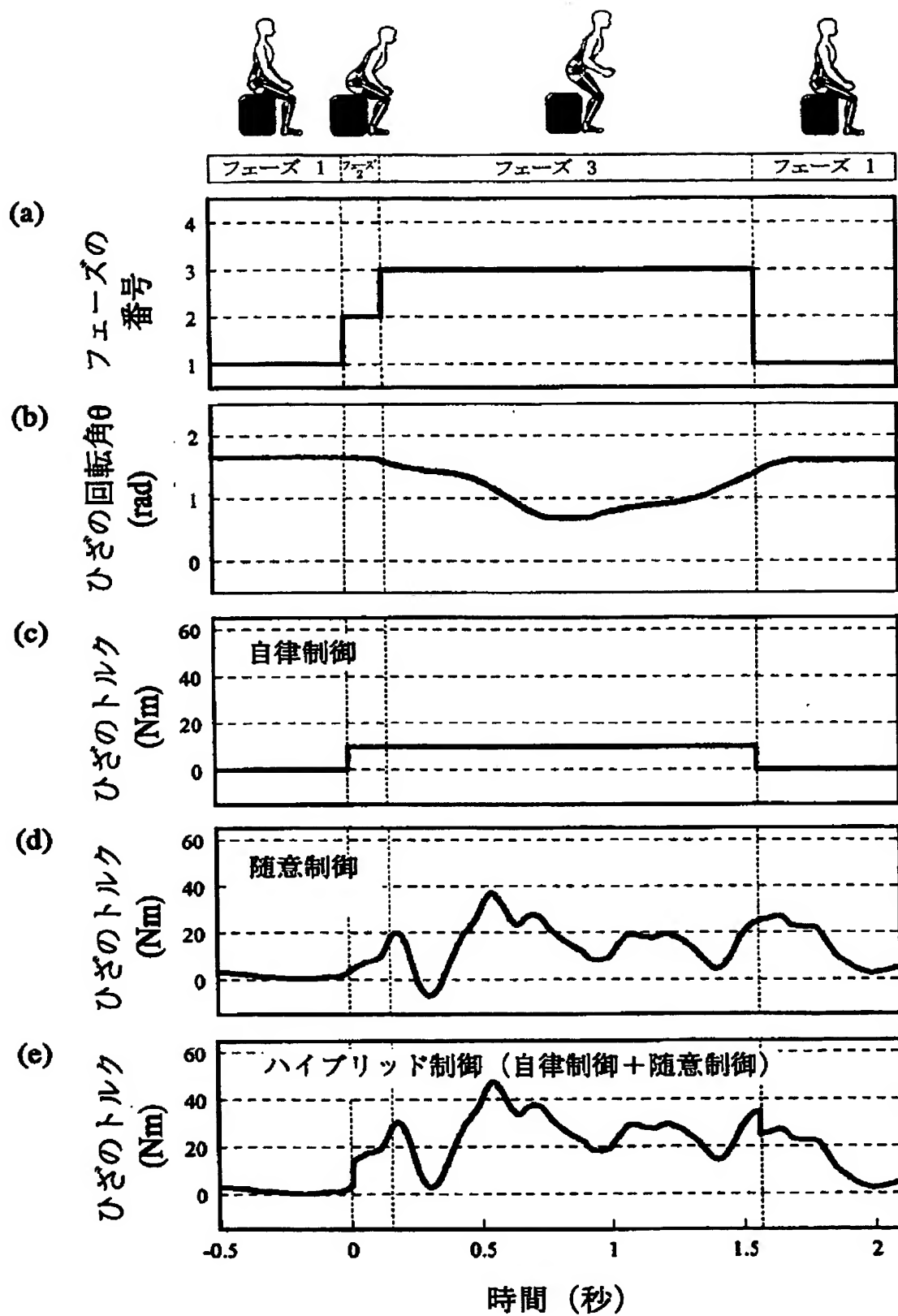


[図21]





[図22]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/011698

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.<sup>7</sup> A61H3/00, A61F2/72, B25J5/00, A61B5/0488

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl.<sup>7</sup> A61H3/00, A61F2/72, B25J5/00, A61B5/0488

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1926-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 61-34340 B2 (Sakai Iryo Kabushiki Kaisha), 07 August, 1986 (07.08.86), Full text; all drawings (Family: none)	8, 9
Y	JP 7-163607 A (Tokyo R & D Co., Ltd.), 27 June, 1995 (27.06.95), Full text; all drawings (Family: none)	8, 9
Y	JP 2000-166997 A (NSK Ltd.), 20 June, 2000 (20.06.00), Full text; all drawings (Family: none)	8, 9

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
16 November, 2004 (16.11.04)

Date of mailing of the international search report  
30 November, 2004 (22.11.04)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/011698

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-79684 A (Honda Motor Co., Ltd.), 18 March, 2003 (18.03.03), Full text; all drawings & WO 2003/002054 A1 & WO 2003/002309 A1 & EP 1410780 A	9
Y	JP 2003-116893 A (Honda Motor Co., Ltd.), 22 April, 2003 (22.04.03), Full text; all drawings & WO 2003/032832 A1	9
A	JP 2-298479 A (Nippon Telegraph And Telephone Corp.), 10 December, 1990 (10.12.90), Full text; all drawings (Family: none)	1-13

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2004/011698

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 14-25  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Claims 14 to 25 are relevant to methods for treatment of the human body or animal body by surgery or therapy and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT (continued to extra sheet.)
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2004/011698

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.<sup>7</sup> A61H3/00, A61F2/72, B25J5/00, A61B5/0488

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.<sup>7</sup> A61H3/00, A61F2/72, B25J5/00, A61B5/0488

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2004年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2004年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 61-34340 B2 (酒井医療株式会社) 1986.08.07, 全文, 全図, (ファミリーなし)	8, 9
Y	JP 7-163607 A (株式会社東京アールアンドデー) 1995.06.27, 全文, 全図, (ファミリーなし)	8, 9
Y	JP 2000-166997 A (日本精工株式会社) 2000.06.20, 全文, 全図, (ファミリーなし)	8, 9

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献  
 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

16.11.2004

国際調査報告の発送日

30.11.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

田中 玲子

3E

9242

電話番号 03-3581-1101 内線 3344

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2003-79684 A (本田技研工業株式会社) 2003. 03. 18, 全文, 全図 & WO 2003/002054 A1 & WO 2003/002309 A1 & EP 1410780 A	9
Y	JP 2003-116893 A (本田技研工業株式会社) 2003. 04. 22, 全文, 全図 & WO 2003/032832 A1	9
A	JP 2-298479 A (日本電信電話株式会社) 1990. 12. 10, 全文, 全図, (ファミリーなし)	1-13

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 14-25 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。  
つまり、  
請求の範囲14-25は、手術又は治療による人体又は動物の体の処置方法に該当し、PCT17条(2)(a)(i) およびPCT規則39.1(iv)により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。  
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。